

PARTICIPAÇÃO DA VISÃO EM TESTES ESTABILOMÉTRICOS DE LONGA DURAÇÃO

Viviany Dias Gandra

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Liliam Oliveira, D.Sc.

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

Prof. Eliane Manfio, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2005

GANDRA, VIVIANY DIAS

Participação da Visão em Testes
Estabilométricos de Longa Duração [Rio de
Janeiro] 2005

VII, 64 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Biomédica, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE

1. Controle Postural Ortostático
2. Estabilometria
3. Efeito da Visão

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, pela fé, apoio, educação e estudo proporcionados, para que eu concretizasse este trabalho.

À minha irmã pelo incentivo e apoio nos momentos difíceis.

À Hanny Malluah que chegou, no melhor momento, trazendo paz e alegria, deixando esta tarefa mais prazerosa.

AGRADECIMENTOS

À Deus.

À Quinha pela confiança e palavras sábias.

Ao meu orientador, Jurandir Nadal, pelo esforço, paciência, compreensão e confiança na realização deste trabalho.

À Liliam Fernandes pela imensa ajuda nas horas necessárias.

Aos amigos Cláudio Barcelos e Maurício Cagy pela disponibilidade nas horas difíceis.

Aos meus amigos de turma e professores que ajudaram para que este trabalho existisse, com alegria e dedicação.

Aos meus amigos do Laboratório de Biomecânica EEFD, Marquinhos, Aureliano e Magalhães, pela ajuda na coleta de dados, amizade e companheirismo.

À Camila Furtado pela amizade dedicada durante todo o tempo.

Ao Sérgio Santos pelo carinho e atenção.

Ao amigo Fabrício Sobrinho pela ajuda imprescindível.

À Lucília Hess pelo apoio psicológico.

À todos, que de alguma maneira, permitiu a realização de mais esta etapa.

À CAPES pela bolsa de estudo fornecida.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

PARTICIPAÇÃO DA VISÃO EM TESTES ESTABILOMÉTRICOS DE LONGA DURAÇÃO

Viviany Dias Gandra

Fevereiro/2005

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

A estabilometria é uma técnica de avaliação do controle do equilíbrio na postura ortostática humana, sendo a realimentação visual uma importante via de informação para este processo. Este estudo tem por objetivo analisar variáveis cinemáticas do estabilograma, utilizando um protocolo de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) alternados em teste de longa duração. Vinte e dois voluntários permaneceram de pé sobre uma plataforma de força por 30 min, iniciando com olhos abertos e alternando a condição visual (OA/OF) a cada minuto, imediatamente após um sinal sonoro. Observou-se nas variáveis Velocidade Média (VM), Deslocamento Total (DT) e a Área do deslocamento do centro de pressão do corpo (Área), uma tendência de aumento progressivo ao longo do teste. A alternância entre OA e OF causou nestas variáveis um comportamento oscilatório, sendo os valores de OA significativamente menores dos que os de OF para trecho de 2 min, para VM e DT desde o início do teste e para Área a partir da metade do teste. A média coerente da variável VM a cada transição de OA para OF (trechos de 2 min) mostrou uma transição abrupta, com um valor de pico situado a aproximadamente 3 s do início da transição. A tentativa de separar cada trecho em OA e OF em dois segmentos representativos das fases transiente e de regime permanente resultou em valores distintos em várias fases do teste, porém sem diferenças significativas. A evolução da variável ao longo do período de exame mostrou efeito de fadiga, com aumento da VM, e nenhum efeito de aprendizado com a aplicação do teste repetitivo. Entretanto, os 5 min iniciais do teste sugerem um processo de adaptação do sujeito à postura ortostática. Conclui-se que a variável VM é a mais adequada para quantificar as mudanças da condição visual, e que a repetição da transição OA/OF a cada 2 min não acarreta efeito de aprendizado. Os resultados sugerem ainda que a realização de testes estabilométricos deve respeitar um período para adaptação do sujeito à postura ortostática, idealmente de 5 min.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

PARTICIPATION OF THE VISION ON LONG TERM STABILOMETRIC TESTS

Viviany Dias Gandra

February/2005

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

Stabilometry is a technique for the assessment of balance control on the human orthostatic posture, being the visual feedback an important source of information to this process. This study aims at analysing cinematic variables of the stabilogram during a test protocol of alternated eyes open (EO) and eyes closed (EC) in a long term test. Twenty-two volunteers stood standing on a force platform for 30 min, initially with eyes open and then altering the visual input by closing and opening the eyes at each minute after a sound. The variables Mean Velocity (MV), Total displacement (TD) and Area of the centre of pressure displacement (Area) showed a trend of progressive increase along the test. The alternance between EO and EC caused an oscillatory pattern in these variables, being the values with EC greater than the ones for EO for each 2 min epoch, being significant from the beginning of the test for MV and TD, and from the middle of the test for Area. The coherent average of variable MV at each transition between EO and EC (2 min epoch) showed a sharp transition with a peak value situated at approximately 3 s from the beginning of the transition. The attempt to separate each epoch of EO and EC in two segments which represent the transient and steady state phases of transition resulted in different values in different phases of the test, but without significant differences. The evolution of the variable along the testing period showed a fatigue effect, with increasing MV, but no learning effect with the repeated tests. However, the first 5 min of the test suggest a process of adaptation of the subject to the orthostatic position. As a conclusion, MV is the more adequate parameter to quantify the changes of visual condition, and the repeated transition EO/EC at each 2 min does not causes learning effect. The results also suggest that stabilometric tests should respect a period of adaptation of the subject to the orthostatic posture, ideally of 5 min.

ÍNDICE

I	Introdução.....	1
I.1	Objetivo.....	2
II	Revisão de Literatura.....	3
II.1	Sistema de Controle do Equilíbrio Postural.....	4
II.2	Fisiologia do Equilíbrio.....	5
II.3	Importância da Visão.....	9
II.4	Estabilometria.....	11
II.5	Definição do Protocolo de Exame.....	14
II.6	Parâmetros Estabilométricos.....	15
III	Materiais e Métodos.....	18
III.1	Casuística.....	18
III.2	Instrumentação.....	18
III.3	Aquisição dos Sinais.....	20
III.4	Protocolo Experimental.....	20
III.5	Processamento de Sinais.....	22
III.5.1	Análise dos Sinais.....	22
IV	Resultados.....	24
V	Discussão.....	35
VI	Conclusão.....	42
VII	Referências Bibliográficas.....	43
	Apêndice A: Consentimento Livre e Esclarecido.....	52
	Apêndice B: Anamnese.....	53
	Apêndice C: Teste pós-hoc de Tukey: variável Velocidade Média (30 s).....	54
	Apêndice D: Teste pós-hoc de Tukey: variável Velocidade Média (1 min OA/OF).....	61

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A manutenção da postura ortostática humana depende de mecanismos complexos de controle, através da combinação de informações aferentes originárias de diferentes sistemas: vestibular, proprioceptivo e visual (DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; FRANSSON *et al.*, 1998; OLIVEIRA, 1996; PERRIN *et al.*, 1998; REDFERN *et al.*, 2001a).

A visão participa do equilíbrio emitindo sinais eferentes para a medula cervical, influenciando motoneurônios da musculatura do pescoço e provocando a movimentação conjugada da cabeça com os desvios ópticos (DORETTO, 1996; GUYTON e HALL, 1997). REDFERN *et al.* (2001b) afirmam que, quando o sujeito posiciona-se com o olhar fixo em um ponto do ambiente, as oscilações posturais diminuem. Portanto, suprimindo a informação visual de um indivíduo através do teste de Romberg (olhos abertos/olhos fechados), espera-se um aumento das oscilações posturais (COLLINS e DE LUCA, 1995).

O comportamento do sistema de controle na postura ortostática pode ser avaliado pela estabilometria, de forma não invasiva, através de uma plataforma de força. Esta permite avaliar como um indivíduo se estabiliza com relação ao meio ambiente, especialmente do ponto de vista visual (GAGEY e WEBER, 2000), analisando o deslocamento do centro de pressão no plano (OLIVEIRA, 1996). Os sinais estabilométricos proporcionam várias informações sobre o comportamento do equilíbrio, de acordo com a análise desejada, através de parâmetros temporais, espaciais e espectrais.

Em geral, são aplicados testes de curta duração, de 10 a 30 s. Em testes de, no mínimo, 60 s, assegura-se a estacionariedade das características dos sinais (CARPENTER *et al.*, 2001; MELLO *et al.*, 2002). O teste estabilométrico de longa duração constitui um aspecto ainda pouco investigado. No entanto, estudos prévios são indicativos de que os testes mais longos (30 min) fornecem informações adicionais sobre os mecanismos de controle (IMBIRIBA *et al.*, 2002). Com isso, constata-se a necessidade do estudo dos parâmetros estabilométricos (temporais, espaciais e espectrais) em testes de longa duração.

I.1 Objetivo

Este estudo tem por objetivo identificar alterações do sinal estabilométrico decorrentes da privação da visão, em indivíduos adultos saudáveis. Adicionalmente, procura-se determinar se as alterações decorrentes da transição do protocolo visual (olhos abertos para olhos fechados) se mantêm em testes de longa duração.

CAPÍTULO II

REVISÃO DE LITERATURA

A espécie humana tem como característica a posição bípede, sendo necessário um sistema complexo de controle para manter o corpo numa base de suporte pequena, dada pelos pés (GATEV *et al.*, 1999). A gravidade atua em todos os segmentos do corpo, podendo-se definir o centro de gravidade (CG) como o ponto de atuação da força gravitacional sobre o corpo como um todo. Em posição ortostática, o CG está situado próximo à região anterior da terceira vértebra lombar, quando o indivíduo muda de posição, o CG também muda. O centro de massa é o ponto em que a massa corporal está distribuída igualmente em todas as direções, e coincide com o CG se o corpo estiver sujeito apenas à força gravitacional (ZATSIORSKY, 1998).

O corpo humano está em equilíbrio estático ou dinâmico quando o somatório de todas as forças externas é igual a zero. Estas duas formas de equilíbrio podem ser caracterizadas pela ausência ou presença de velocidade, respectivamente. Quando uma força transiente atua sobre o corpo, este sai do seu estado original, retornando logo a seguir à posição original, se estiver em condição de equilíbrio estático estável; se não retornar ou houver uma oscilação, o equilíbrio é instável. O equilíbrio estático também pode ser considerado neutro, quando uma força atua mas não há deslocamento do corpo, por exemplo, quando o indivíduo está sentado e apoiado no encosto da cadeira (HALLIDAY *et al.*, 1993). Para WINTER (1995), o equilíbrio postural é possível devido à dinâmica da postura corporal para evitar a queda. Neste sentido, NICHOLS (1997) define que o equilíbrio é o ato de manter ou mover o corpo, redistribuindo a massa corporal para que não haja a queda.

Quando o indivíduo mantém-se em posição ereta, em pé, o equilíbrio é estático instável: o corpo oscila como um pêndulo invertido (ARAMAKI *et al.*, 2001) e o centro de gravidade se desloca em limites estreitos, de aproximadamente 4° (GAGEY e WEBER, 2000). Quando as oscilações excedem 4° de deslocamento ocorre desequilíbrio, sendo necessário a avaliação de neurologistas e/ou otorrinolaringologistas.

II.1 Sistema de Controle do Equilíbrio Postural

Para manter o equilíbrio, a projeção do CG deve situar-se sobre o polígono de sustentação dos pés, e o corpo humano precisa manter sua posição no espaço. Segundo SHUMMWAY-COOK e WOOLLACOTT (1995) O Sistema Nervoso Central (SNC) integra informações sensoriais (endógenas e exógenas) para a localização do corpo em relação ao meio ambiente, e informações músculo-esqueléticas (endógenas), para gerar forças para o controle dessa posição (Figura II.1).

A postura de um indivíduo é determinada pelos músculos contraídos para sustentar o corpo. A postura é chamada de sustentação quando a contração muscular visa manter o CG inalterado, e de estabilização, quando segmentos corporais são estabilizados por estes músculos. O equilíbrio ocorre unindo essas características, e permite ao corpo permanecer na sua base de apoio. Mais efetivamente, para haver equilíbrio, há necessidade de que a projeção do CG (centro de pressão do corpo) situe-se dentro da base de apoio (ROTHWELL, 1994).

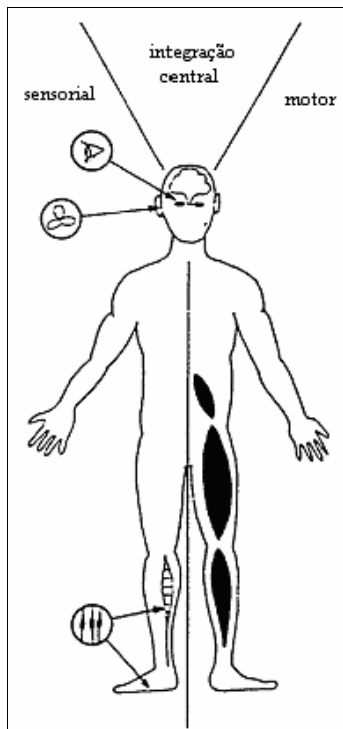


Figura II.1 Entrada Sensorial (visão, sistema vestibular e proprioceptores), Integração (controle – SNC) e Saída Motora (músculos esqueléticos) – Adaptado de Nasher (1989)

II.2 Fisiologia do Equilíbrio

O controle da condição de equilíbrio do corpo pelos centros nervosos depende de uma combinação de informações sensoriais obtidas dos sistemas vestibular, proprioceptivo e visual (DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; 2001; FRANSSON *et al.*, 1998; OLIVEIRA, 1996; PERRIN *et al.*, 1998; REDFERN *et al.*, 2001a). Qualquer alteração em um ou mais componentes do sistema sensorial perturba o equilíbrio, provocando compensações em diferentes níveis de controle: medular, sub-cortical e cortical (FRANSSON *et al.*, 1998).

O aparelho vestibular é um órgão que detecta as perturbações do equilíbrio postural que se refletem em oscilações da cabeça. Os núcleos vestibulares, juntamente

com os núcleos reticulares pontinos, controlam seletivamente os sinais excitatórios para os músculos antigravitacionais axiais, visando a manutenção do equilíbrio em resposta a sinais do aparelho vestibular. Há três canais semicirculares em cada aparelho vestibular, conhecidos como canais semicirculares anterior, posterior e lateral (horizontal), que estão dispostos em ângulos retos um em relação ao outro, representando os três planos no espaço (Figura II.2). Esses canais são preenchidos pela endolinfa (líquido viscoso). Quando a cabeça começa a girar em qualquer direção, a inércia do líquido em um ou mais dos canais semicirculares faz com que o líquido permaneça estacionário enquanto o canal semicircular gira com a cabeça (GUYTON e HALL, 1997). O movimento relativo da endolinfa para o lado oposto da rotação do canal produz estímulos bioelétricos que são enviados, por meio do nervo vestibular, ao SNC, informando-o sobre as alterações da velocidade e da direção da rotação da cabeça nos três planos do espaço. Com base nas informações sensoriais vestibulares, o SNC consegue antecipar a eminência de um desequilíbrio, e atua excitando os músculos esqueléticos de forma adequada a manter o equilíbrio (DORETTO, 1996; GUYTON e HALL, 1997).

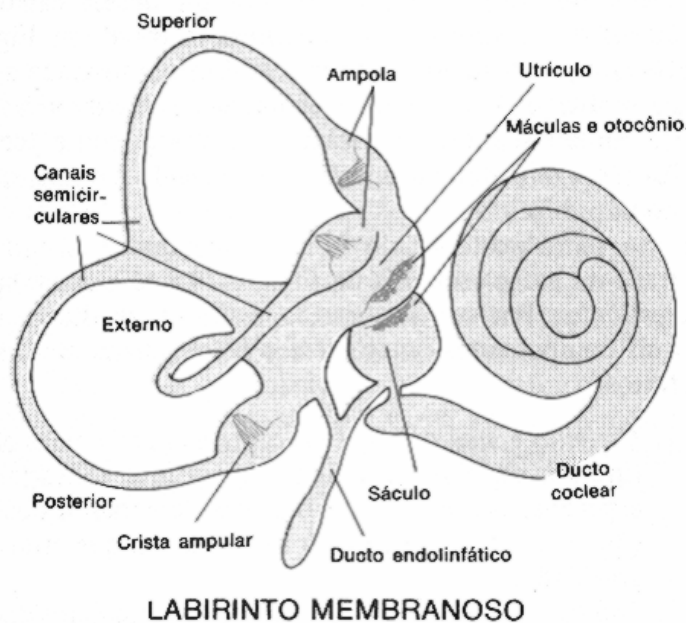


Figura II.2 Canais Semicirculares do Aparelho Vestibular (Guyton, 1988).

Além dos movimentos da cabeça detectados pelo aparelho vestibular, através dos proprioceptores do pescoço, é essencial que os centros nervosos também recebam informações apropriadas sobre a orientação da cabeça em relação ao corpo. Segundo GUYTON (1988), quando uma pessoa, ou apenas a cabeça, sai da posição estática, é acionado um mecanismo de controle para manter uma imagem estável sobre a retina. Deste modo, através de reflexos transmitidos pelos núcleos vestibulares aos oculares, os olhos giram numa direção igual e oposta à da rotação da cabeça. Assim, a visão participa também deste mecanismo de equilíbrio (DORETTO, 1996; GUYTON e HALL, 1997), emitindo sinais eferentes para a medula cervical, influenciando motoneurônios da musculatura do pescoço e provocando a movimentação conjugada da cabeça com os desvios ópticos. Na ineficiência do aparelho vestibular, o indivíduo não tem perda total do equilíbrio ao realizar movimentos lentos e com os olhos abertos; se alguma dessas condições não for satisfeita, o equilíbrio é imediatamente perdido. A contribuição da visão é importante para o controle do equilíbrio também quando o *feedback* proprioceptivo é reduzido; no caso de sujeitos amputados unilateralmente acima do joelho a dependência da visão é ainda maior, pois esta permite compensar inteiramente a perda proprioceptiva (DORNAN *et al.*, 1978). FUKUOKA (1999) afirma que somente a condição da visão não é suficiente para permitir a manutenção do indivíduo na postura ortostática, devido ao grande tempo de atraso do *feedback* visual. COLLINS e DE LUCA (1995) afirmam, que suprimindo a informação visual de um indivíduo, com olhos fechados, espera-se um aumento das oscilações posturais. Entretanto, outros pesquisadores afirmam que, para indivíduos saudáveis e em condições estáveis, a informação visual pode ser redundante para o sistema de controle do equilíbrio (NASHER, 1989), ou até mesmo não exercer qualquer influência (WINTER *et al.* 1998).

As informações proprioceptivas de diferentes áreas corporais são importantes na manutenção do equilíbrio. A pressão sensitiva na planta dos pés, por exemplo, informa se o peso está igualmente distribuído nos dois pés, ou este se concentra mais na região do antepé ou retropé. Por outro lado, as informações exteroceptivas são mais importantes durante o movimento, pois refletem a atuação de uma força externa, como por exemplo, a pressão do ar em oposição a uma pessoa correndo (GUYTON e HALL, 1997). Para fins de pesquisa, de forma semelhante ao teste de equilíbrio com os olhos fechados, a informação proprioceptiva pode também ser suprimida temporariamente, mesmo em indivíduos normais, com o emprego de anestesia local (ALLUM *et al.*, 1998).

O controle postural, portanto, é dependente da integração de informações dos sistemas sensoriais. Segundo REDFERN *et al.* (2001b), estes sistemas afetam o controle postural com frequências diferentes. A oscilação é melhor estabilizada pela visão em baixa frequência (< 0,1 Hz), enquanto que os canais semicirculares do aparelho vestibular são estabilizadores numa frequência maior (0,5-1,0 Hz). Este autor afirma ainda que, quando o indivíduo posiciona-se com o olhar fixo em um ponto do ambiente, as oscilações posturais diminuem. A idade também é um fator que influencia no equilíbrio, sendo os idosos mais afetados que os jovens, desequilibrando-se com mais facilidade conforme a diminuição da capacidade visual ou vestibular.

SCHIEPPATI *et al.* (1992) afirmam que quando um indivíduo se mantém o máximo possível na posição ortostática inclinada, dobrando apenas a articulação do tornozelo, a área de oscilação do corpo aumenta quando comparada com a postura vertical. Além disso, quanto maior a inclinação, maior a área de oscilação do centro dos pés. Estes autores observam que a estabilidade também diminui com o fechamento dos olhos. ARAMAKI *et al.* (2001) concordam com este achado e sugerem que o aumento

da área é devido ao movimento do tronco ao redor da articulação do quadril. Esse movimento, bastante reduzido, é eficiente na manutenção do centro de massa do corpo sobre a área de apoio.

Uma característica especial de todos os receptores sensoriais é que estes se adaptam, parcial ou completamente, aos estímulos continuados, depois de algum tempo. Por exemplo, quando um estímulo sensorial contínuo é aplicado, os receptores respondem inicialmente com uma alta frequência de impulsos e, depois, com uma frequência progressivamente mais lenta até que, finalmente, muitos deles não respondem mais (OLIVEIRA, 1996).

II.3 Importância da Visão

Em 1851, Romberg começou o questionamento da importância do *feedback* visual em pacientes com problemas no Sistema Nervoso que afetavam a propriocepção. Desde então, há uma busca constante para quantificar esta importância.

DORNAN *et al.* (1978) compararam indivíduos normais com amputados de um membro inferior, acima do joelho. Este último grupo foi previsivelmente prejudicado em relação ao equilíbrio devido à falta de receptores de pressão situados na planta do pé do membro amputado. A média do deslocamento de ambos os grupos com olhos abertos foi equivalente, enquanto que, com olhos fechados, o aumento foi bem maior para o grupo de amputados, caracterizando a importância da visão para a estabilidade.

Visando diagnosticar déficits vestibular (DV) e proprioceptivo (DP), ALLUM *et al.* (2001) estudaram alguns pacientes com perda vestibular periférica bilateral e outros com perda proprioceptivas nos pés. A análise da velocidade angular mostrou aumento significativo para os pacientes DV, e um aumento pouco menor em pacientes DP. Na

resposta paraespinal, houve um aumento nos pacientes DV e um decréscimo em pacientes DP. Modificando a condição visual (olhos abertos / olhos fechados), estes autores mostraram que a identificação dos déficits citados acima é melhor observável com olhos fechados, caracterizando a fundamental importância da condição visual para o diagnóstico de alterações no controle postural.

Conforme apontado anteriormente, pacientes com problemas vestibulares dependem mais da visão para o controle postural, pois as deficiências vestibulares aumentam significativamente a oscilação corporal com a privação visual. A ansiedade, quando conjugada a algum problema visual, gera um desconforto para o paciente similar ao distúrbio vestibular. Portanto, a visão não pode ser totalmente negligenciada em indivíduos saudáveis, pois a integração dos sistemas vestibular, visual e proprioceptivo é que permite um bom equilíbrio (REDFERN *et al.*, 2001b). Neste contexto, AGGASHYAN *et al.* (1973) mostram que o indivíduo normal tem o equilíbrio mais estável com olhos abertos do que com olhos fechados, quando submetido a uma situação temporária (reversível) de isquemia dos membros inferiores.

A importância da visão não é vista somente em distúrbios patogênicos, como mostram, por exemplo, PERRIN *et al.* (1998) que pesquisaram a supressão da visão em atletas durante testes repetitivos. A memória (após a supressão da visão) e o treinamento em testes repetitivos são excelentes para o controle postural.

KUBO *et al.* (1989) analisaram o teste de Romberg (razão percentual entre as condições de olhos fechados e abertos) para indivíduos alcoolizados e mostraram que há um aumento da oscilação com olhos fechados, porém não observaram diferença significativa entre olhos abertos e olhos fechados.

II.4 Estabilometria

O comportamento do sistema de controle da postura ortostática pode ser avaliado de forma não invasiva pela estabilometria, utilizando uma plataforma de força vertical (estabilômetro) e analisando os deslocamentos do centro de pressão no plano do polígono de sustentação desta plataforma (OLIVEIRA, 1996). A plataforma de força indica a posição do centro de pressão do corpo, o qual corresponde ao ponto de aplicação das forças de reação que se opõem ao deslocamento da plataforma sob a impulsão da massa corporal (GURFINKEL, 1973; HUGON, 1999, *apud* GAGEY e WEBER, 2000).

A movimentação do corpo causa variação na distribuição do peso nos pontos de suporte do estabilômetro e, através do cálculo de momento de força é definida a relação entre o centro e as coordenadas x (correspondente a deslocamentos látero-laterais ou médio-laterais) e y (ântero-posteriores). Os traçados formados pelos movimentos do centro de pressão nos eixos x e y são chamados de estabilogramas (GAGEY e WEBER, 2000; OLIVEIRA, 1996), representados na Figura II.3. O estatocinesiograma (Figura II.4) é o registro bidimensional do caminho total percorrido, ao longo do registro do sinal, pelo centro de pressão (GAGEY e WEBER, 2000).

“A estabilidade é a propriedade do corpo, que teve seu equilíbrio perturbado, de retornar ao seu estado normal; enquanto que, o equilíbrio (que não é mensurável) pode ser definido como um estado limite ideal ao qual o homem em posição ortostática tende mais ou menos habilmente” (GAGEY e WEBER, 2000). Através das modificações ocorridas nos estabilogramas é possível quantificar variáveis temporais, espaciais e espectrais (Figura II.5), que refletem a menor ou maior habilidade de manutenção do equilíbrio.

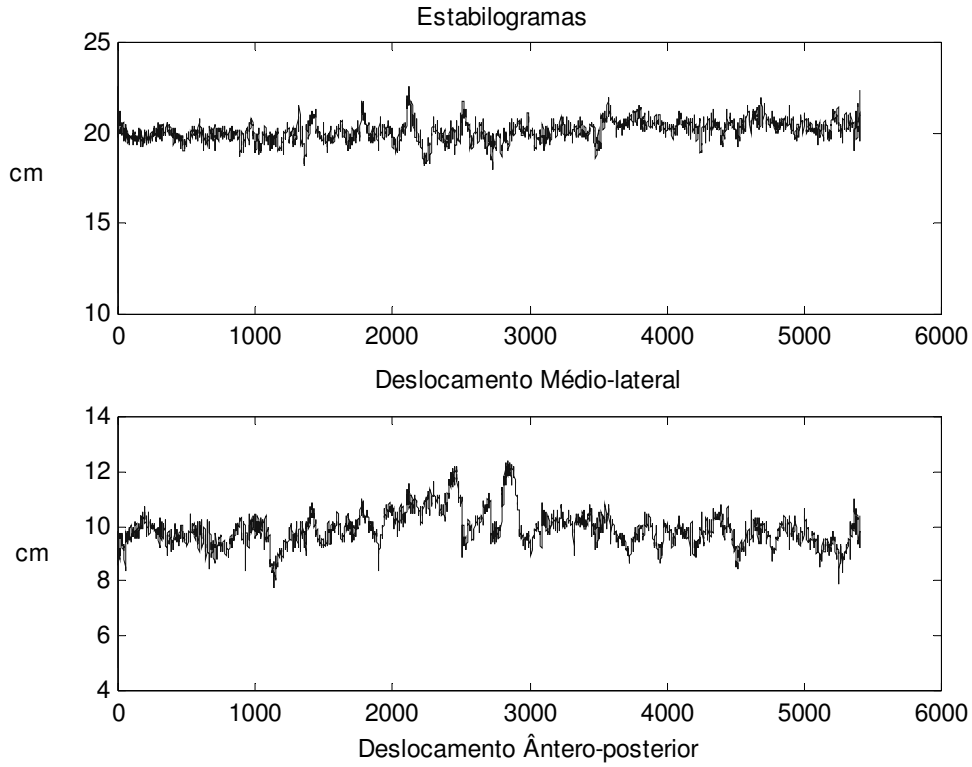


Figura II.3 Exemplo de Estabilogramas de um indivíduo em teste de 30 minutos alternando olhos abertos e olhos fechados a cada minuto.

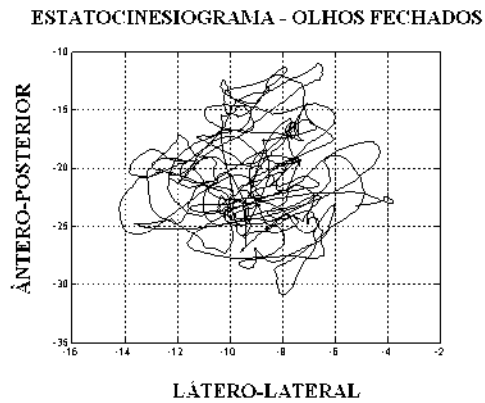


Figura II.4 Exemplo de estatocinesiograma de um indivíduo adulto, com olhos fechados (escala em cm).

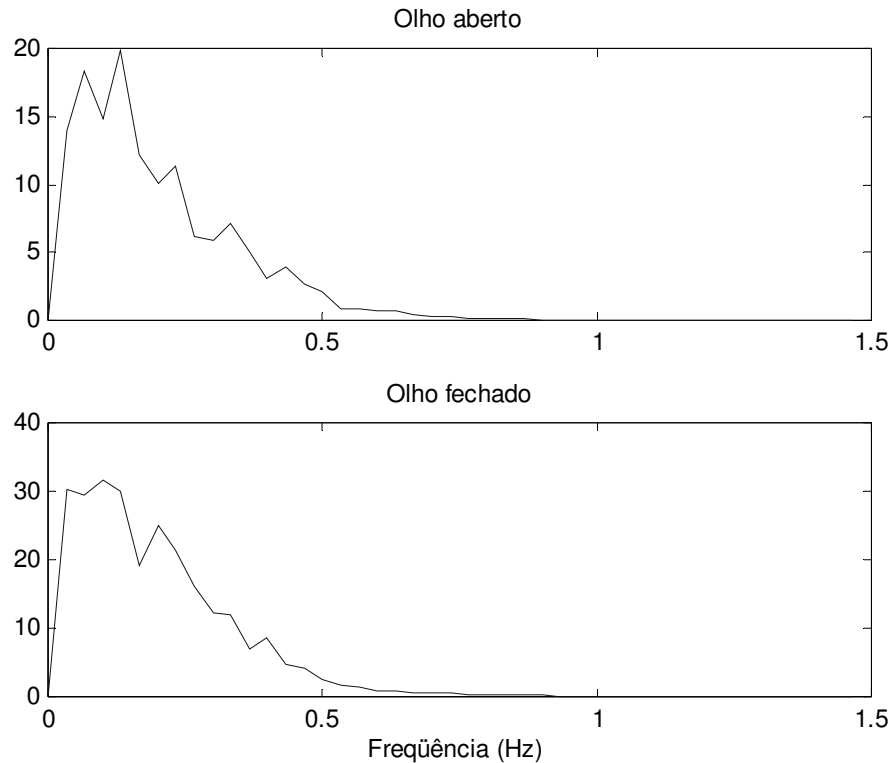


Figura II.5 Exemplo característico de um espectro de potência de um sinal estabilométrico

A plataforma de força permite avaliar como um indivíduo se estabiliza em relação ao meio ambiente; conseqüentemente, é necessário que seja normatizada a plataforma e o meio ambiente (local da realização do teste), especialmente do ponto de vista visual (GAGEY e WEBER, 2000). O ambiente de exame deve ser silencioso e o campo visual estável, de modo a não desviar a atenção do indivíduo que está sendo examinado, tanto do ponto de vista visual quanto auditivo. PAULUS *et al.* (1984) mostraram que a estabilidade postural é uma função linear da distância entre os olhos e o ponto de referência visual. Para assegurar a visão fóvea – porção central da retina onde a visão é mais desenvolvida (GUYTON e HALL, 1997) – o alvo visual deve ser situado a aproximadamente um metro do indivíduo; para a visão periférica, não há padronização de distância.

II.5 Definição do Protocolo do Exame

A técnica da estabilometria apresenta diversidade entre os métodos. Alguns parâmetros são comumente usados segundo a literatura:

- ambiente silencioso;
- indivíduo na posição ortostática sobre a plataforma, com os pés descalços;
- membros superiores relaxados ao longo do corpo; e
- durante o tempo de registro, o indivíduo deve permanecer voluntariamente nesta postura, o mais imóvel possível.

A popularização do teste estabilométrico nos últimos anos, ainda não foi suficiente para sanar dúvidas básicas quanto ao protocolo ideal de aquisição de sinais, em termos de posicionamento dos pés e duração do teste (CARPENTER *et al.*, 2001).

Em geral, são aplicados testes de curta duração, de 10 a 30 s. Em testes de, no máximo, 60 s, assegura-se a estacionariedade das características dos sinais (CARPENTER *et al.*, 2001; MELLO *et al.*, 2002). O teste estabilométrico de longa duração constitui um aspecto ainda pouco investigado. No entanto, estudos prévios são indicativos de que os testes mais longos (30 min) fornecem informações adicionais sobre os mecanismos de controle (IMBIRIBA *et al.*, 2002).

Quanto à posição dos pés, a literatura é vasta. Segundo KIRBY *et al.* (1987), a posição dos pés é um parâmetro que deve ser observado na hora da definição do protocolo do teste, porém, dependendo do objetivo, esse parâmetro pode não influenciar. Neste trabalho, por ser um teste longo, o modo adotado foi pés unidos confortavelmente, visando uma condição mais confortável para favorecer a melhor estabilidade.

TARANTOLA *et al.* (1997) mostraram que quando os pés estão unidos e os olhos fechados, a repetição do exame acarreta uma redução significativa da área de oscilação, não apresentando a mesma alteração com os olhos abertos. Os indivíduos se equilibram mais nas situações mais difíceis, como a privação da visão ou menor base de sustentação dos pés, quando há repetição do teste. PERRIN *et al.* (1998) também demonstraram que há uma adaptação nos indivíduos quando ocorrem repetições com o suprimento da visão. As áreas de oscilação nos estabilogramas diminuem, aproximando-se daquelas em que a visão é permitida. Segundo LE CLAIR e RIACH (1996), não há necessidade de testes repetidos para obter medidas confiáveis da velocidade média, da força e do centro de pressão.

A estabilometria clínica é muito utilizada em pacientes com distúrbios específicos nos sistemas vestibular, proprioceptivo e visual que alteram o equilíbrio. Entretanto, não pretende-se aqui estender a revisão quanto à aplicação clínica, pois este extrapola o escopo do presente trabalho. Caso haja a necessidade de um estudo, WOOLEY *et al.* (1993) pesquisaram o papel específico destes sistemas na regulação do equilíbrio em situações patológicas.

II.6 Parâmetros Estabilométricos

Os sinais estabilométricos proporcionam várias informações sobre o comportamento do equilíbrio, através de parâmetros temporais, espaciais e espectrais. Neste trabalho serão analisadas algumas variáveis dos dois primeiros parâmetros.

A partir do espalhamento do centro de pressão no plano (estatocinesiograma) a variável mais utilizada é a área do deslocamento do centro de pressão. Usualmente, é determinada a área que corresponde a 95% dos pontos do espalhamento. Como o

espalhamento tem uma direção preferencial, variável em função da base de apoio e de características individuais, usualmente esta área é elíptica, sendo o eixo principal da elipse determinado por meio de regressão linear. Entretanto, o emprego da regressão é impreciso, por não haver uma variável dependente e outra independente. Ao se adotar uma das variáveis como independente (usualmente o deslocamento látero-lateral) incorre-se em um erro, que varia em função do ângulo de inclinação da elipse em relação a este eixo (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Um procedimento mais correto, e que será adotado no presente trabalho, é o emprego da análise de componentes principais (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Este método consiste em localizar, no espaço bi-dimensional, a direção em que há a máxima dispersão, ou variância, do traçado, a qual corresponderá à orientação do eixo principal da elipse. O segundo eixo será então ortogonal ao primeiro, passando pelo local geométrico da média de todos os pontos.

As variáveis ou os parâmetros temporais são os mais simples, sendo mais utilizados: os deslocamentos látero-laterais e ântero-posteriores; a amplitude máxima; o comprimento do estatocinesiograma; e a velocidade média do deslocamento.

- Deslocamentos

Os deslocamentos são as coordenadas das posições sucessivas do centro de pressão ao longo do tempo (GAGEY e WEBER, 2000). Os deslocamentos látero-laterais constituem o estabilograma do eixo *x* e os ântero-posteriores o do eixo *y*.

- Amplitude máxima

A amplitude máxima indica o desvio máximo do centro de pressão, correspondendo ao valor pico a pico do sinal, em cada direção.

- Comprimento do Estatocinesiograma

O comprimento do estatocinesiograma é o comprimento total (CT) percorrido pelo centro de pressão ao longo do registro do sinal (GAGEY e WEBER, 2000). Embora refira-se ao deslocamento no plano x - y , a sua determinação é feita a partir dos deslocamentos, somando-se as hipotenusas dos triângulos formados por cada par de amostras consecutivas do espalhamento, como segue:

$$CT = \sum_{n=2}^n \sqrt{(x_n - x_{n-1})^2 + (y_n - y_{n-1})^2} \quad \text{II.1}$$

onde (x_{n-1}, y_{n-1}) e (x_n, y_n) correspondem aos lugares geométricos de duas amostras sucessivas do sinal.

- Velocidade Média

A velocidade média (VM) é calculada através da relação do comprimento total do estatocinesiograma e do tempo total (T) de exame (OLIVEIRA, 1996):

$$VM = CT/T \quad \text{II.2}$$

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados a constituição da casuística, a instrumentação utilizada, o protocolo experimental, os métodos de análise dos sinais e os testes estatísticos empregados.

III.1 Casuística

Participaram deste estudo 22 voluntários “normais” (10 mulheres e 12 homens) com a faixa etária variando entre 20 e 38 anos, média de $26,3 \pm 5,4$ anos (média \pm desvio padrão - DP), estatura de $168,9 \pm 9,8$ cm e massa corporal de $73,2 \pm 11,9$ Kg. Os indivíduos eram fisicamente normais, não apresentando quaisquer distúrbios que comprometessem o protocolo do teste. Não foi feita nenhuma restrição quanto ao condicionamento físico, incluindo-se sujeitos sedentários e praticantes de atividades físicas regulares.

III.2 Instrumentação

Como equipamento para a aquisição dos sinais estabilométricos, foi utilizada uma plataforma de força vertical, para a mensuração do deslocamento do centro de pressão dos pés e designada especificamente para medidas oscilatórias posturais do indivíduo em posição estática. A plataforma foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica – EEFD / UFRJ, com o apoio do SENAI / RJ (OLIVEIRA, 1996),

seguindo as especificações postuladas pela Associação Francesa de Posturografia (BIZZO *et al.*, 1985).

Esta plataforma consiste em uma placa rígida de duralumínio com massa de 15 Kg e 10 mm de espessura, apoiada em três transdutores de carga (strain-gauges) que se dispõem nos vértices de um triângulo equilátero com 40 cm de lado. A placa de apoio, que situa-se a uma altura de 9 cm com relação ao piso, foi confeccionada com dimensões maiores por critérios de segurança: tem a forma de um triângulo equilátero de 140 cm de lado, com pontas arredondadas possui um tamanho maior do que a área utilizada por questões de segurança. O triângulo correspondente à posição dos transdutores é desenhado na superfície da plataforma (Figura III.1) para delimitar a área de posicionamento dos pés do sujeito a ser examinado. Maiores detalhes sobre a plataforma podem ser obtidos em OLIVEIRA (1996).

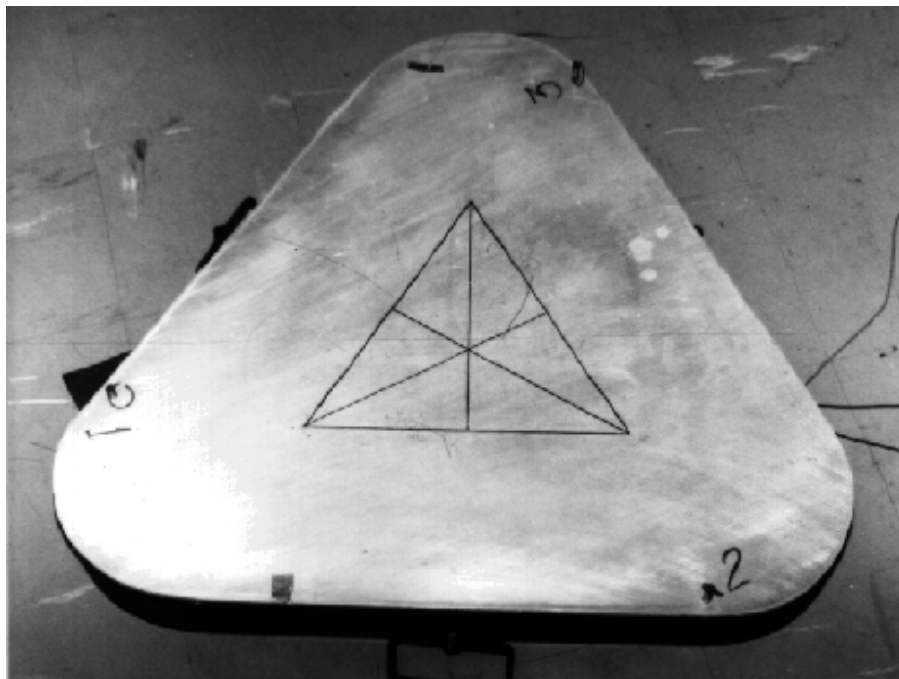


Figura III.1 Plataforma de força vertical

III.3 Aquisição dos Sinais

A captação dos sinais da plataforma foi feita a partir dos três transdutores de carga. Esses sinais são amplificados e filtrados utilizando um filtro Butterworth de 2ª ordem, passa-baixas com frequência de corte em 5 Hz. A seguir, são digitalizados em um sistema de aquisição de sinais com um conversor analógico-digital (A/D) de 6 canais e 12 bits de resolução, a uma frequência de amostragem de 50 Hz por canal (LE CLAIR e RIACH, 1996; RIACH e STARKES, 1993). A aquisição e armazenamento dos sinais é controlada por um programa em Labview 5.0 (National Instruments, EUA). A Figura III.2 mostra um diagrama de blocos do sistema utilizado na aquisição dos sinais.

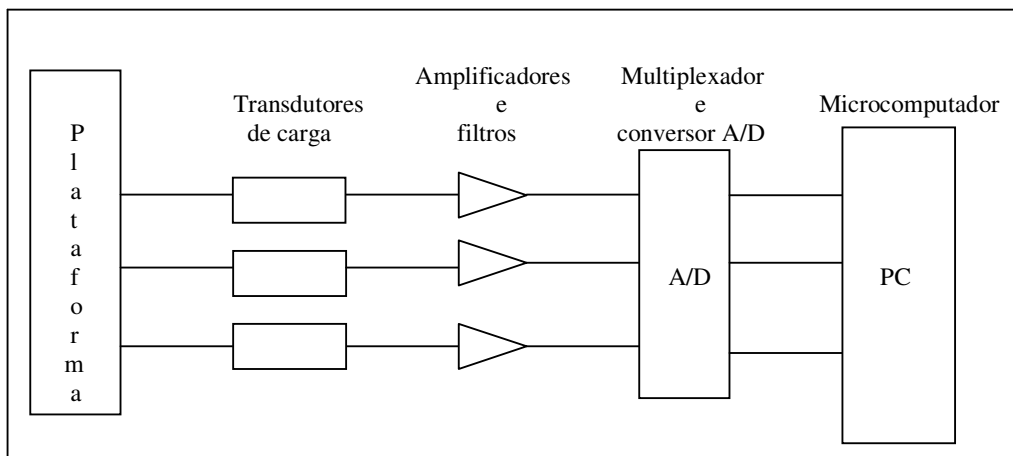


Figura III.2 Diagrama de blocos do sistema utilizado na aquisição dos sinais

III.4 Protocolo Experimental

O teste foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Desportos da UFRJ (EEFD / UFRJ). Os indivíduos foram esclarecidos sobre o objetivo e o protocolo do teste e após concordarem, assinaram um consentimento para

permitir a sua realização. Foram submetidos a uma anamnese, para aplicação dos critérios de exclusão, que compreendem distúrbios neurológicos e patologias osteomioarticulares. Também não deveriam utilizar nenhum medicamento que eventualmente pudesse alterar os resultados dos testes. A seguir, foram submetidos às medidas de massa e estatura.

Para a realização do teste estabilométrico, o indivíduo subiu lateralmente ao centro da plataforma de força, respeitando os limites demarcados na superfície. Inicialmente, o indivíduo assumiu uma postura ortostática, com os braços ao longo do corpo, pés unidos confortavelmente com a face voltada para uma parede situada a aproximadamente 2 m do centro da plataforma (Figura III.3). O indivíduo foi orientado a manter os olhos fixos num ponto da parede, situado à altura dos olhos. Após a inicialização do programa de aquisição, deu-se início à captação do sinal, com a condição visual sendo alternada (olhos abertos / fechados) a cada 60 s, imediatamente após um sinal sonoro. Cada teste teve duração de 30 min, sempre iniciado com olhos abertos. Não houve treinamento prévio ao protocolo do teste.

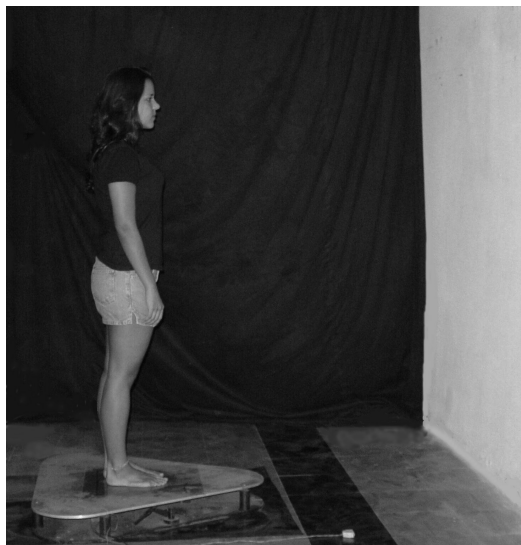


Figura III.3 Um indivíduo na posição em que foi realizado o teste.

III.5 Processamento de Sinais

Para o processamento dos sinais foram desenvolvidos algoritmos em MATLAB versão 5.3 (The MathWorks, Natick).

As variáveis analisadas foram: deslocamento total, deslocamento no eixo látero-lateral (X), deslocamento no eixo ântero-posterior (Y), velocidade média (VM) e a área do deslocamento do centro de pressão do corpo (Área). Esta última foi aproximada por uma elipse compreendendo 95% dos pontos do espalhamento, com a sua orientação calculada através da análise de componentes principais, conforme o método proposto por OLIVEIRA *et al.* (1996).

III.5.1 Análise dos sinais

Para cada variável descrita anteriormente, obteve-se o valor médio, minuto a minuto, constituindo-se séries temporais de trinta medidas, com a alternância de valores para olhos abertos e fechados. Foi utilizado o teste ANOVA do aplicativo Statistica (Ax StatSoft, 1999) para identificação de diferenças significativas ($p < 0,05$) entre os valores de cada série, seguidas do teste pos-hoc de Tukey para teste das diferenças individuais.

Tendo em vista a observação de um comportamento repetitivo dos valores da variável VM a cada 2 min de sinal (correspondentes a 1 min com olhos abertos seguidos de 1 min de olhos fechados), adicionado a uma tendência crescente dos valores ao longo do teste (não estacionariedade), efetuou-se o cálculo da média coerente do estabilograma a cada dois minutos. Visando evidenciar as transições de baixa-freqüência que melhor refletissem a atuação do sistema de controle postural, cada

estabilograma foi filtrado com um filtro passa-baixas Butterworth de 2ª ordem, aplicado nos sentidos direto e reverso do sinal para evitar desvios de fase. A seguir, cada trecho foi normalizado em termos da transição máxima entre o intervalo de 3 s antes até 15 segundos após do fechamento de olhos, para reduzir o efeito da não estacionariedade.

Com vistas à decomposição das fases transiente e de regime permanente de cada transição do protocolo visual, foram verificadas também as diferenças entre os 30 s iniciais e finais de cada condição visual.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

O protocolo adotado, de alternância da condição visual minuto a minuto por 30 min, evidenciou mudanças significativas nas variáveis Área, Velocidade Média (VM) e Deslocamento Total (DT). O mesmo efeito não foi observado nos deslocamentos Ântero-Posterior (AP) e Látero-Lateral (LL). Uma síntese dos resultados para diferentes períodos de teste é apresentada na Tabela IV.1. Os minutos ímpares correspondem a olhos abertos (OA) e os pares a olhos fechados (OF), imediatamente posteriores. A diferença entre as condições visuais é representada pelo Quociente de Romberg (QR), que traduz a razão percentual entre as condições de olhos fechados e olhos abertos. Este parâmetro é usualmente empregado para a razão entre as áreas de deslocamento do centro de pressão, mas foi extrapolado aqui para as demais variáveis.

Pode-se notar que as diferenças mais consistentes encontram-se nas variáveis VM e DT, as quais são correlacionadas por definição. A variável Área, embora apresente diferenças significativas entre duas condições visuais consecutivas, mostra valores de QR com maior variabilidade. Observando-se a evolução dos valores médios durante o transcurso do exame (Figuras IV.1 a IV.3), nota-se uma tendência de aumento progressivo da magnitude destas três variáveis.

Tabela IV.1
Parâmetros Médios de 22 Voluntários (Média ± DP) e a Razão Percentual (QR) entre as
Condições de Olhos Fechados e Abertos de Cada Variável

Minutos	Variáveis				
	Deslocamento Total (cm)	Área (cm ²)	Velocidade Média (cm/s)	Deslocamento LL (cm)	Deslocamento AP (cm)
1 (OA)	58,43 ± 13,96	1,95 ± 0,95	0,97 ± 0,23	19,51 ± 0,48	9,66 ± 1,44
2 (OF)	74,71 ± 24,41	2,10 ± 1,28	1,25 ± 0,41	19,52 ± 0,49	9,59 ± 1,40
QR / p	127,9	107,7 / NS	128,9	100,1 / NS	99,3 / NS
3 (OA)	55,90 ± 13,16	1,88 ± 0,96	0,93 ± 0,22	19,43 ± 0,46	9,44 ± 1,53
4 (OF)	72,04 ± 21,54	2,62 ± 1,53	1,20 ± 0,36	19,43 ± 0,49	9,44 ± 1,51
QR / p	128,9	139,4	129,0	100,0 / NS	100,0 / NS
5 (OA)	58,54 ± 15,44	2,56 ± 1,36	0,98 ± 0,26	19,42 ± 0,56	9,31 ± 1,56
6 (OF)	75,65 ± 23,26	3,37 ± 1,98	1,26 ± 0,39	19,30 ± 0,73	9,41 ± 1,46
QR / p	129,2	131,6	128,6	99,4 / NS	101,1 / NS
7 (OA)	60,98 ± 16,80	2,92 ± 2,31	1,02 ± 0,28	19,35 ± 0,53	9,23 ± 1,56
8 (OF)	74,91 ± 21,16	3,69 ± 2,39	1,25 ± 0,35	19,38 ± 0,51	9,39 ± 1,60
QR / p	122,8	126,4	122,6	100,2 / NS	101,7 / NS
9 (OA)	60,39 ± 14,07	3,08 ± 1,92	1,01 ± 0,23	19,35 ± 0,46	9,35 ± 1,62
10 (OF)	77,55 ± 23,47	4,02 ± 2,37	1,29 ± 0,39	19,46 ± 0,51	9,48 ± 1,64
QR / p	128,4	130,5	127,7	100,6 / NS	101,4 / NS
11 (OA)	62,23 ± 16,23	3,31 ± 2,26	1,04 ± 0,27	19,42 ± 0,55	9,40 ± 1,68
12 (OF)	79,10 ± 22,54	4,12 ± 2,69	1,32 ± 0,36	19,40 ± 0,59	9,49 ± 1,73
QR / p	127,1	124,5	126,9	99,9 / NS	101,0 / NS
13 (OA)	63,91 ± 17,40	3,22 ± 1,91	1,07 ± 0,29	19,32 ± 0,44	9,22 ± 1,77
14 (OF)	81,26 ± 24,97	4,59 ± 2,94	1,35 ± 0,42	19,32 ± 0,53	9,54 ± 1,70
QR / p	127,2	142,6	126,2	100,0 / NS	103,5 / NS
15 (OA)	64,52 ± 18,17	4,29 ± 4,31	1,08 ± 0,30	19,36 ± 0,55	9,34 ± 1,66
16 (OF)	81,07 ± 25,94	4,24 ± 2,67	1,35 ± 0,43	19,39 ± 0,52	9,53 ± 1,88
QR / p	125,7	98,8 / NS	125,0	100,2 / NS	102,0 / NS
17 (OA)	67,10 ± 19,68	3,35 ± 2,29	1,12 ± 0,33	19,40 ± 0,56	9,39 ± 1,80
18 (OF)	84,10 ± 24,68	4,45 ± 2,53	1,40 ± 0,41	19,52 ± 0,50	9,54 ± 1,84
QR / p	125,3	132,8	125,0	100,6 / NS	101,6 / NS
19 (OA)	70,03 ± 21,25	3,67 ± 2,35	1,17 ± 0,35	19,45 ± 0,48	9,36 ± 1,78
20 (OF)	85,61 ± 23,16	4,63 ± 3,15	1,43 ± 0,39	19,47 ± 0,51	9,52 ± 1,82
QR / p	122,3	126,2	122,2	100,1 / NS	101,7 / NS
21 (OA)	71,56 ± 19,20	3,72 ± 3,06	1,19 ± 0,32	19,49 ± 0,46	9,42 ± 1,78
22 (OF)	84,62 ± 25,89	4,49 ± 2,78	1,41 ± 0,43	19,52 ± 0,46	9,51 ± 1,76
QR / p	118,3	120,7	118,5	100,2 / NS	101,0 / NS
23 (OA)	73,60 ± 19,10	3,87 ± 2,55	1,23 ± 0,32	19,49 ± 0,41	9,39 ± 1,81
24 (OF)	86,88 ± 24,68	4,66 ± 3,37	1,45 ± 0,41	19,50 ± 0,40	9,57 ± 1,84
QR / p	118,0	120,4	117,9	100,1 / NS	101,9 / NS
25 (OA)	74,18 ± 23,39	4,10 ± 3,00	1,24 ± 0,39	19,52 ± 0,39	9,32 ± 1,82
26 (OF)	93,87 ± 34,42	4,94 ± 3,09	1,57 ± 0,57	19,52 ± 0,51	9,43 ± 1,83
QR / p	126,5	120,5	126,6	100,0 / NS	101,2 / NS
27 (OA)	74,07 ± 22,20	3,77 ± 2,20	1,24 ± 0,37	19,47 ± 0,48	9,34 ± 1,69
28 (OF)	89,70 ± 25,74	4,86 ± 3,07	1,50 ± 0,43	19,48 ± 0,53	9,44 ± 1,76
QR / p	121,1	128,9	121,0	100,1 / NS	101,1 / NS
29 (OA)	75,71 ± 22,68	3,87 ± 2,26	1,26 ± 0,38	19,52 ± 0,37	9,29 ± 1,63
30 (OF)	101,51 ± 38,98	6,47 ± 3,99	1,69 ± 0,65	19,54 ± 0,45	9,34 ± 1,58
QR / p	134,1	167,2	134,1	100,1 / NS	100,5 / NS

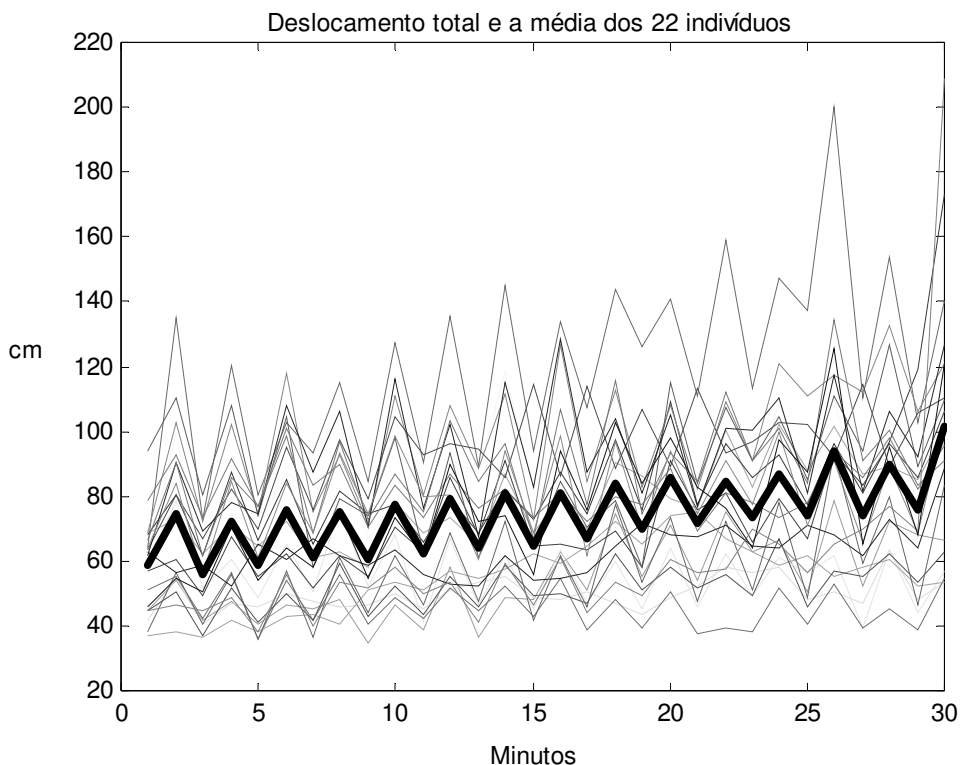


Figura IV.1 Evolução temporal, minuto a minuto, do Deslocamento Total do teste estabilométrico ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados, superpostos. O traçado em negrito representa a seqüência dos valores médios de toda a amostra.

O Deslocamento Total é crescente ao longo do tempo de exame (Figura IV.1). As condições OA e OF também interferem nos seus valores, gerando um padrão oscilatório. O mesmo comportamento é observado na Velocidade Média ao longo do tempo de exame (Figura IV.2). O primeiro aspecto relevante é o comportamento oscilatório e característico destas variáveis entre os intervalos de OA e OF. A variável assume sempre menor valor em OA em relação a OF. O segundo aspecto pode ser descrito como o aumento do valor da VM com o passar do tempo, tanto para OA para OF, à exceção dos segundos valores de cada condição com relação aos primeiros.

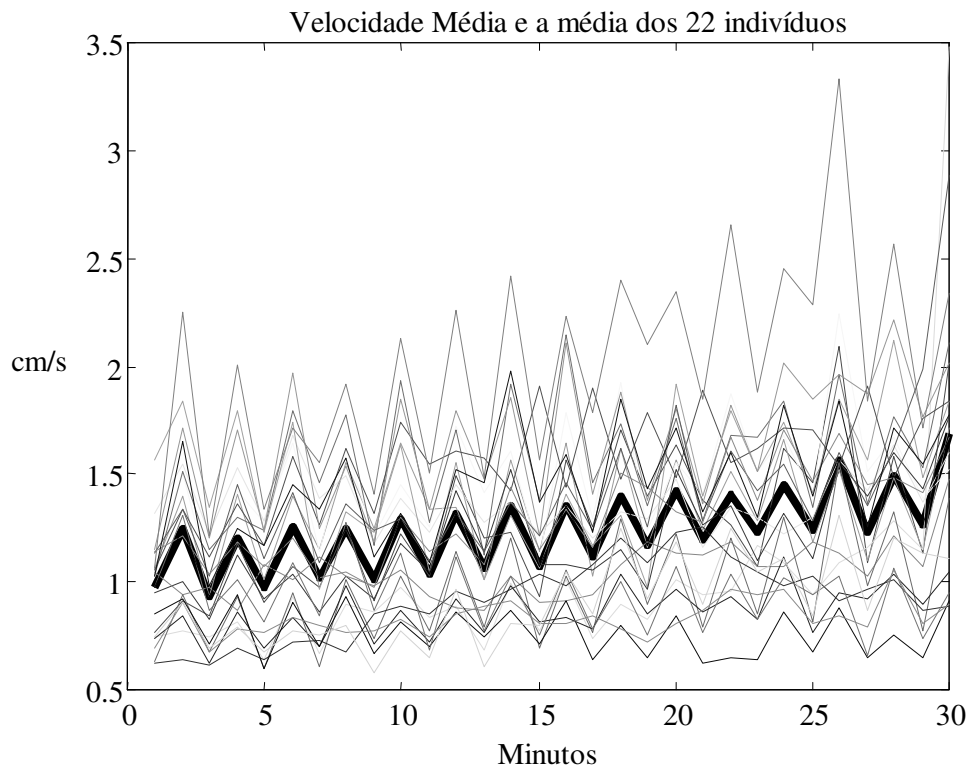


Figura IV.2. Evolução temporal, minuto a minuto, da Velocidade Média de deslocamento do centro de pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados, superpostos. O traçado em negrito representa a seqüência dos valores médios de toda a amostra.

A evolução dos valores da Área dos 22 indivíduos durante os 30 minutos de exame apresenta um padrão semelhante (Figura IV.3). Na fase inicial esta variável apresenta uma tendência crescente mais evidente do que as variáveis anteriores, tendendo a se estabilizar nos dois terços finais do teste. Por outro lado, as diferenças entre as condições OA e OF consecutivas são pouco evidentes no início, assumindo um comportamento oscilatório mais evidente com o passar do tempo.

Para as três variáveis o teste ANOVA apresentou diferenças significativas. Um sumário da aplicação do teste pós-hoc de Tukey, para a variável Velocidade Média, pode ser visto nos Anexo C e D. Para os deslocamentos nas direções ântero-posterior e látero-lateral não foram observadas diferenças.

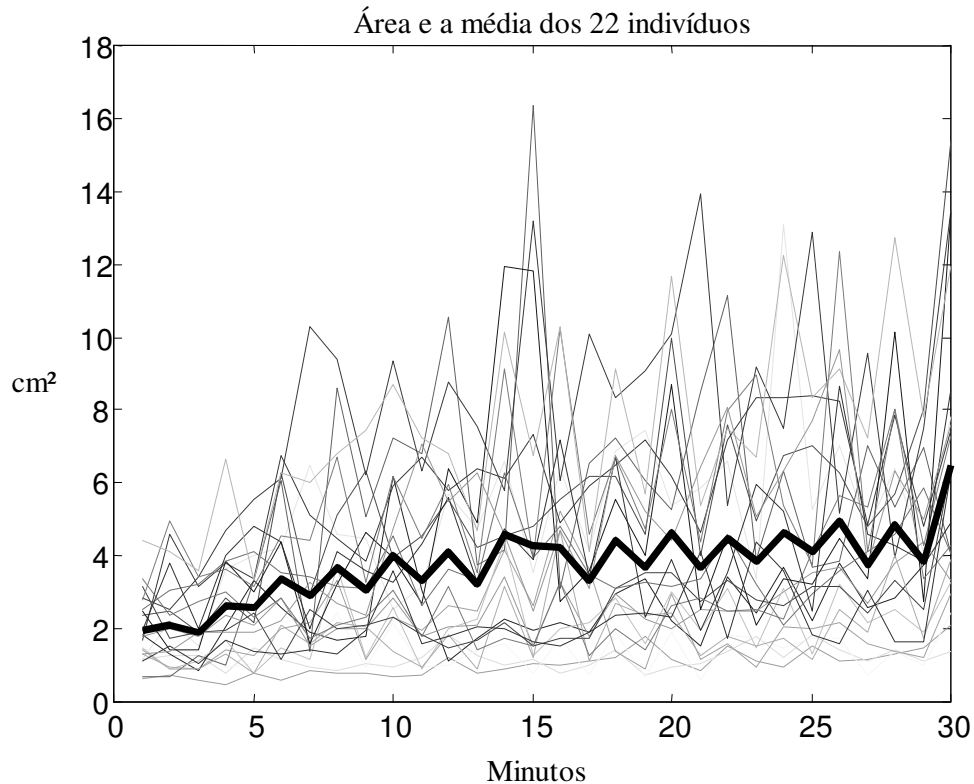


Figura IV.3 Evolução temporal, minuto a minuto, da Área do deslocamento do centro de pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados, superpostos . O traçado em negrito representa a seqüência dos valores médios de toda a amostra.

Tendo-se em vista a completa correlação entre os valores de VM e DT, e a maior consistência destas variáveis com relação à Área, somente a variável VM foi considerada para o restante da análise. A Figura IV.4 – (a) a (d) apresenta as séries de parâmetros VM calculados minuto a minuto para cada um dos voluntários incluídos no estudo. Do mesmo modo que o traçado médio, as curvas individuais apresentaram o aspecto oscilatório, porém nem todos têm uma tendência crescente clara. Alguns traçados individuais têm os valores aumentando apenas na primeira metade (indivíduos 2, 6, 11 e 21) ou na segunda metade do teste (indivíduos 1, 3, 10, 16 e 18). Mais raramente, observa-se trechos de testes em que a velocidade diminuiu com o tempo (indivíduos 4, 5, 6 e 10). Também foram observados alguns valores particularmente elevados de VM (acima de 2,5 cm/s), concentrados no terço final do teste de 30 min.

Note-se ainda que praticamente todos os gráficos têm uma tendência decrescente na sua porção inicial. Até o tempo de 4 a 6 min de teste, os valores sucessivos de VM para OA e OF decrescem, passando a aumentar a partir desse ponto. Este efeito é também visível na série de valores médios de toda a amostra, reproduzida na Figura IV.5 para fins de clareza.

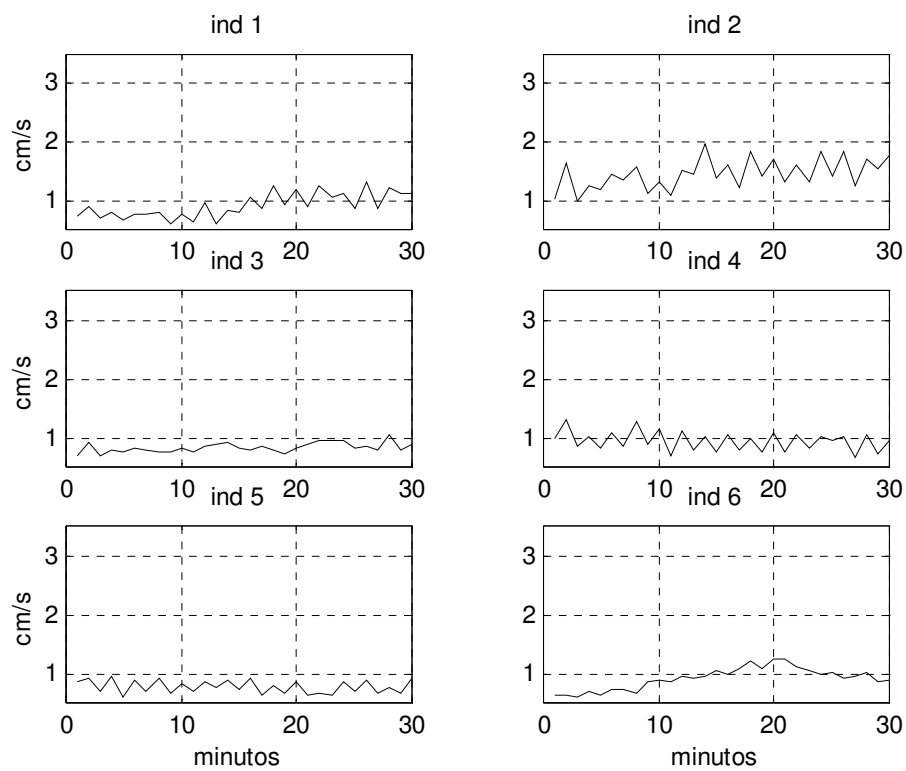


Figura IV.4 (a). Evolução temporal, minuto a minuto, da Velocidade Média de deslocamento do Centro de Pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados.

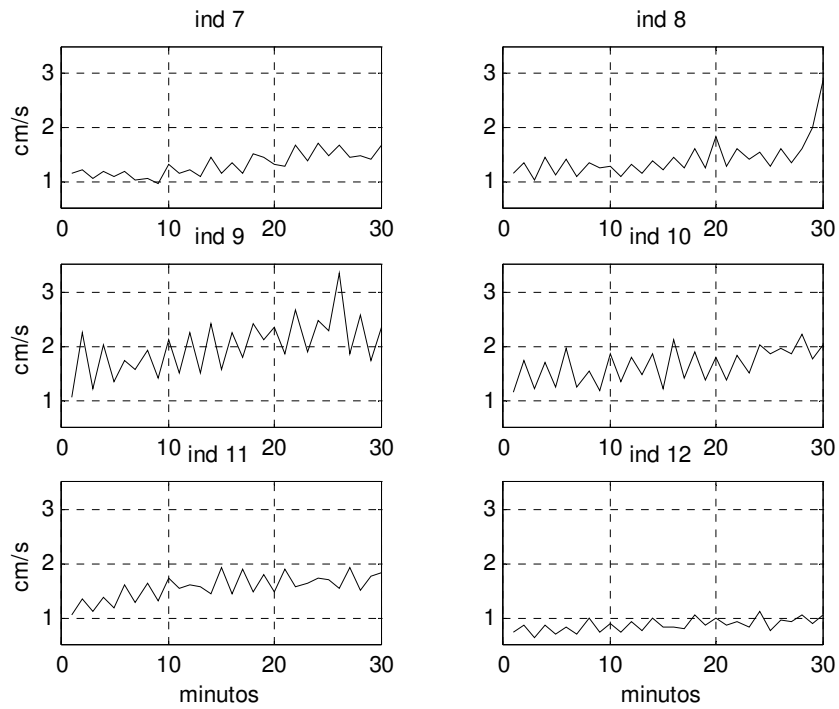


Figura IV.4 (b). Evolução temporal, minuto a minuto, da Velocidade Média de deslocamento do Centro de Pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados.

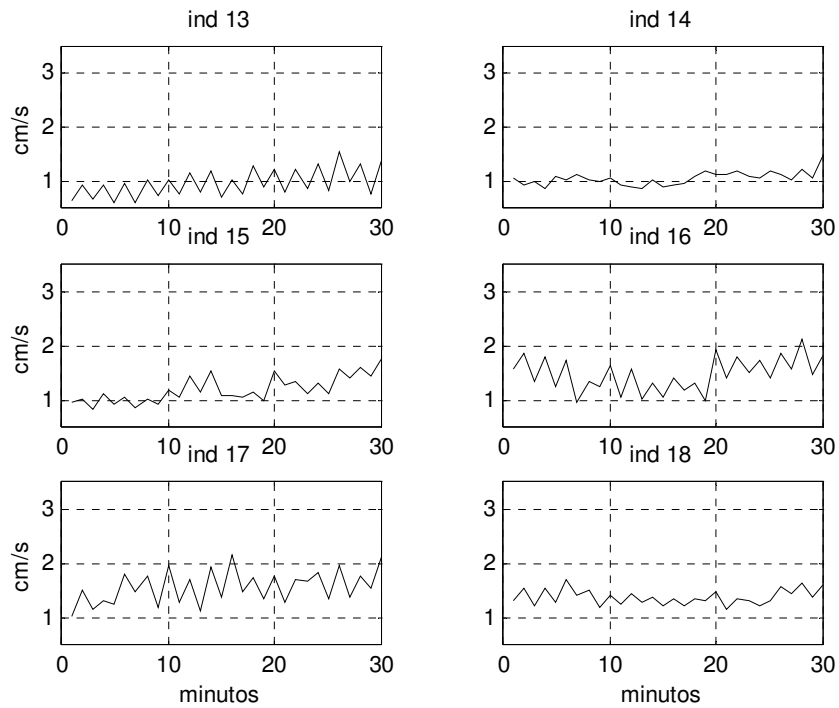


Figura IV.4 (c). Evolução temporal, minuto a minuto, da Velocidade Média de deslocamento do Centro de Pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados.

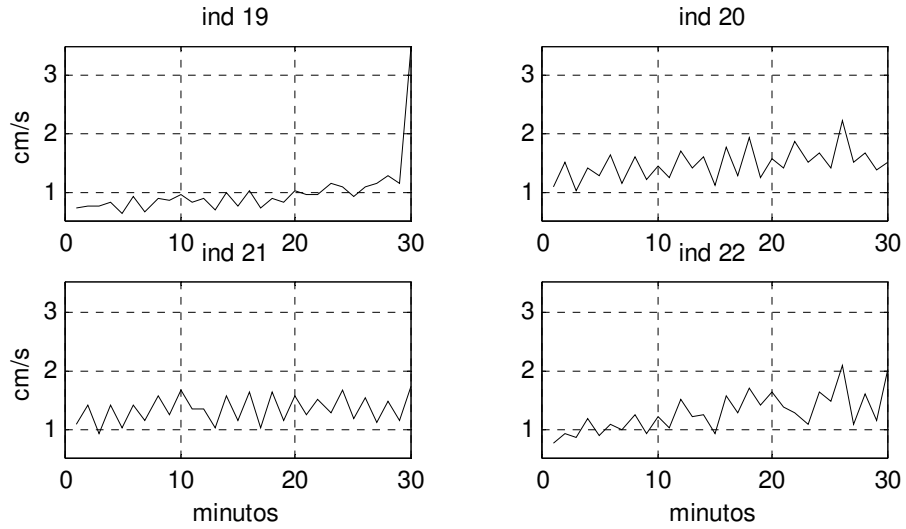


Figura IV.4 (d). Evolução temporal, minuto a minuto, da Velocidade Média de deslocamento do Centro de Pressão ao longo do teste de cada um dos 22 indivíduos testados.

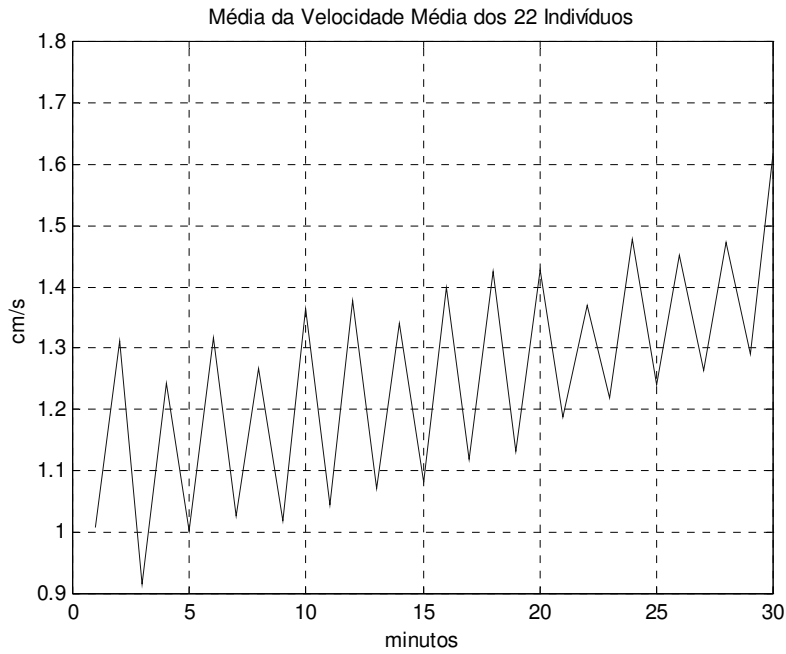


Figura IV.5 Evolução temporal, minuto a minuto, dos valores médios da Velocidade Média de deslocamento do Centro de Pressão ao longo do teste da amostra constituída de 22 indivíduos.

Na Figura IV.6 é mostrada a média das 22 médias coerentes da velocidade média do deslocamento do centro de pressão, considerando-se os 15 trechos de 2 min. Na Figura IV.7 é apresentada esta mesma média, juntamente com a delimitação do espaço correspondente a essa média \pm um desvio padrão, em cada ponto. Note-se que a dispersão é elevada, porém mantém-se aproximadamente estável ao longo dos 2 min, preservando aproximadamente a forma da média.

Tendo em vista o padrão encontrado na média coerente, em que a variável VM apresenta uma transição abrupta a cada transição da condição visual, com um pico máximo a aproximadamente 3 s (10 amostras de sinal subamostrado para 3 Hz) da transição de OA para OF, para somente depois se estabilizar em uma região de estado permanente, optou-se por analisar o efeito desta transição no cálculo da VM. Para este fim, os valores de VM foram recalculados a cada 30 s, e a média de toda a amostra é apresentada na Figura IV.8. Embora a figura permita distinguir os valores médios inicial e final num mesmo trecho de 1 m, em vários pontos ao longo do teste, em nenhum caso estes valores médios mostraram-se significativos (Tabela IV.5). Tabela geral com os resultados dos testes de Tukey efetuados a cada 30 s são apresentadas no Apêndice C.

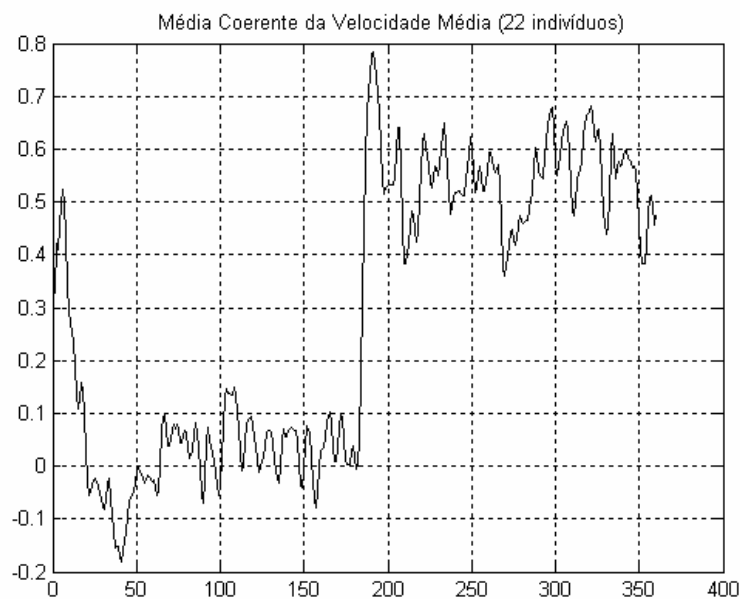


Figura IV.6. Média coerente da velocidade média de todos os indivíduos. Sinal subamostrado a 3 Hz e filtrado com frequência de corte de 0,5 Hz, escala horizontal em amostras e vertical normalizada. Média calculada com 15 trechos de 2 min cada.

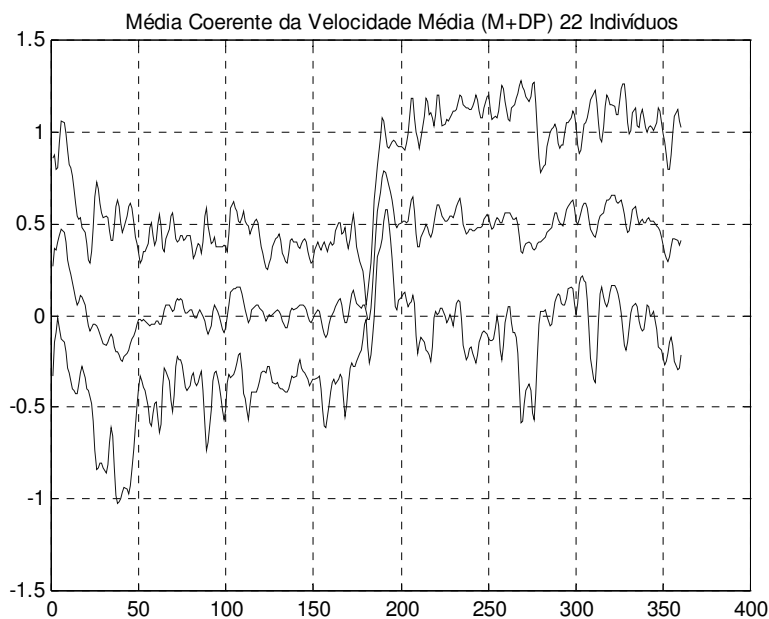


Figura IV.7 Média coerente da velocidade média da amostra de 22 indivíduos (Linha em Negrito). As linhas mais fracas correspondem ao limite de um desvio padrão abaixo e acima do valor médio. Sinal subamostrado a 3 Hz e filtrado com frequência de corte de 0,5 Hz, escala horizontal em amostras e vertical normalizada.

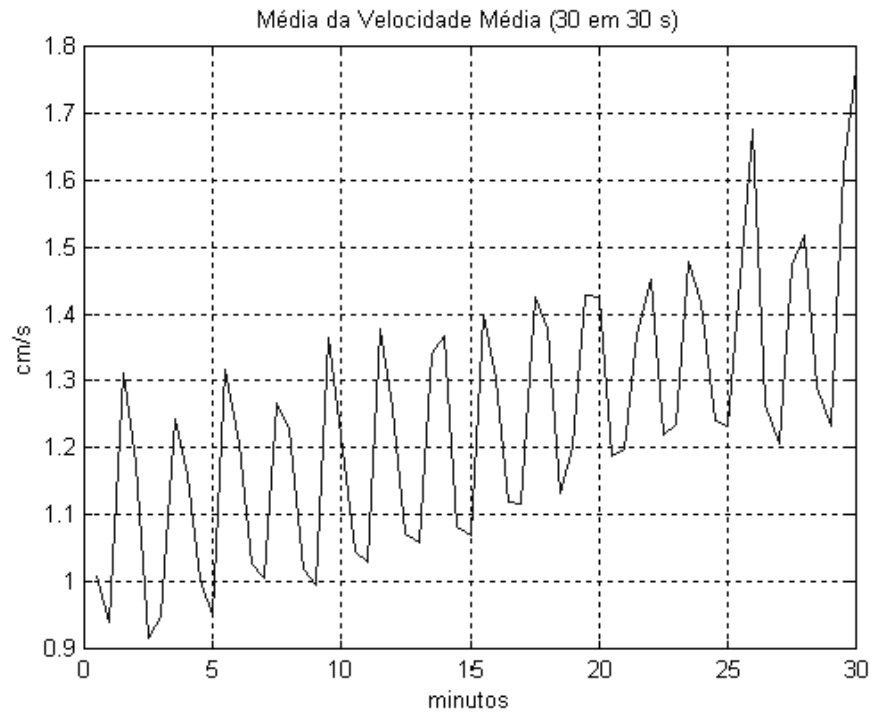


Figura IV.8 A Média da Velocidade Média dos 22 indivíduos, de 30 em 30 s, ao longo do teste de 30 minutos.

Tabela IV.5
Comparação entre os 30 s Iniciais e Finais de cada Minuto das Médias de Velocidade Média.

OA		OF	
minuto	p	minuto	p
1	0,999990	2	0,999144
3	1,000000	4	1,000000
5	1,000000	6	0,999983
7	1,000000	8	1,000000
9	1,000000	10	0,996752
11	1,000000	12	0,999903
13	1,000000	14	1,000000
15	1,000000	16	1,000000
17	1,000000	18	1,000000
19	0,999990	20	1,000000
21	1,000000	22	1,000000
23	1,000000	24	1,000000
25	1,000000	26	0,610453
27	1,000000	28	1,000000
29	1,000000	30	0,996357

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

O protocolo experimental do presente estudo, envolvendo a manutenção da postura ortostática por trinta minutos, com abertura e fechamento de olhos minuto a minuto, permite explorar três temas relevantes para a análise do equilíbrio postural pela estabilometria: 1) o efeito da privação instantânea da realimentação visual; 2) o possível aumento da oscilação corporal por fadiga; e 3) a possibilidade de aprendizado pela aplicação de testes repetidos em períodos fixos. Neste capítulo, os resultados obtidos serão discutidos quanto a estes aspectos, à luz da literatura.

Inicialmente será discutida a importância da visão no controle do equilíbrio, bem como o efeito da privação visual sobre os diferentes parâmetros estudados. Considerando estes dois aspectos, serão apontadas as variáveis mais adequadas para a quantificação das diferenças do deslocamento do Centro de Pressão do corpo entre os protocolos de olhos abertos e fechados. A seguir, serão discutidos os dois aspectos complementares deste estudo, o efeito da repetição do teste e o efeito da duração do teste.

Conforme apontado na revisão da literatura, a realimentação visual constitui uma das três vias sensoriais que alimentam os centros de controle do equilíbrio do Sistema Nervoso Central. Segundo estudos recentes, é a visão que representa o papel dominante em condições normais (GOLOMER *et al.*, 1999; GUERRAZ *et al.*, 2001). Além da contribuição direta, esta via de realimentação torna-se particularmente importante quando há comprometimentos dos sistemas vestibular e proprioceptivo, quer por deficiência física patológica (ALLUM *et al.*, 2001; DORNAN *et al.*, 1978), quer por limitações experimentalmente expostas durante o teste estabilométrico (AGGASHYAN

et al., 1973; PERRIN *et al.* 1998; REDFERN *et al.*, 2001b). Um parâmetro clássico para a mensuração da contribuição visual é o Quociente de Romberg, que representa a razão percentual entre a área que envolve o estatocinesiógrama na condição de olhos abertos e a respectiva área na condição de olhos fechados. Quando a área é obtida por meio de regressão linear, a integridade do controle visual é admitida quando $QR \geq 112$ (GAGEY e WEBER, 2000; MARUCCHI *et al.*, 1999). Entretanto, a aplicação da regressão linear é inadequada quando os deslocamentos látero-laterais têm maior magnitude que os ântero-posteriores, conforme apontado por OLIVEIRA *et al.* (1996). Assim sendo, no presente estudo foram utilizadas as áreas obtidas por análise de componentes principais (PCA), onde os deslocamentos nas duas direções ortogonais são considerados independentes (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Aplicando o método de PCA para cálculo de área, SILVA *et al.* (2004) observaram que em uma população normal ocorre uma distribuição bimodal do QR, porém o ponto de intersecção dado pelo ajuste de duas funções Gaussianas é um pouco maior que aquele apontado acima (118). Estes autores não afirmam, no entanto, que a ocorrência de valores de QR menores que este limiar implica em anormalidade na realimentação visual. No presente estudo, o conceito de QR foi aplicado também às outras variáveis estudadas, com vistas a determinar qual delas apresenta maior sensibilidade à privação temporária da visão.

O efeito da privação momentânea da visão mostrou-se significativo ao longo das 15 transições apenas nas variáveis deslocamento total e velocidade média. Como estas duas variáveis são completamente correlacionadas, uma vez que diferem apenas pela divisão pelo tempo total de cada condição, sempre constante, apenas a velocidade será considerada a partir deste ponto. A Área também apresentou oscilações com a condição visual, porém não diferenciáveis estatisticamente até os 10 min, quando as primeiras diferenças significativas entre os estados de visão passaram a ocorrer. As demais

variáveis mostraram-se inadequadas para a identificação de diferenças entre os protocolos de olhos abertos e fechados. Estes resultados confirmam parcialmente os achados de IMBIRIBA *et al.* (2002), que também efetuaram testes de longa duração (durante 30 minutos), porém com uma amostra menor e apenas com a condição de olhos abertos, e observaram um aumento significativo da área de deslocamento e velocidade média a partir do 15º min.

A velocidade média reflete a estratégia do controle postural para manter a estabilidade postural (LE CLAIR e RIACH, 1996; RIACH e STARKES, 1994). Vários estudos recentes têm confirmado a sensibilidade do sistema de controle postural ortostático de humanos à velocidade do deslocamento (JEKA e LACKNER, 2004; MASANI *et al.*, 2003; RAYMAKERS *et al.*, 2005). O estudo mais abrangente foi realizado por RAYMAKERS *et al.* (2005), que efetuaram cerca de 850 experimentos em 114 sujeitos, compreendendo 45 adultos jovens (12-45 anos de idade), 38 idosos normais (61-78 anos) e 31 idosos (65-89 anos) com problemas diagnosticados de estabilidade postural. Analisando o comportamento de 11 variáveis em diferentes protocolos de visão (olhos abertos e fechados), propriocepção (apoio sobre espuma) e com tarefa cognitiva, a velocidade média do deslocamento mostrou as diferenças mais consistentes entre as condições de teste, condições de saúde e faixa etária, não sendo afetada apenas pela tarefa cognitiva. Comparando resultados experimentais com as previsões de um modelo, JEKA e LACKNER (2004) estudaram os efeitos de posição, velocidade e deslocamento do corpo no controle postural, concluindo que as realimentações sensoriais são mais sensíveis à velocidade. Os achados de MASANI *et al.* 2003, estudando a realimentação de diferentes velocidades em estudo experimental e em modelo de controle proporcional-derivativo do equilíbrio corporal usando o conceito

de pêndulo invertido, sugerem que o sistema de controle postural estático adota uma estratégia de controle que depende notavelmente da informação de velocidade.

O fato de alternar olhos abertos e fechados resultou em variáveis VM e Área um comportamento oscilatório, sendo os valores de olhos abertos menores que os de olhos fechados para cada 2 min de análise, sendo significativas as diferenças para VM desde o início do teste e Área a partir da metade do teste (15 minutos). Considerando os valores de Área para os trechos consecutivos de olhos abertos e fechados, separadamente, aumentos significativos ocorreram a partir de 15 min com os olhos abertos, e a partir de 10 min com os olhos fechados. Para os valores de VM, as diferenças tornaram-se significativas mais tardiamente, em torno dos 20 min. Em média, estes resultados concordam com IMBIRIBA *et al.* (2002).

O aumento das variáveis ao longo do tempo pode ser função do esforço físico e mental para a manutenção da postura estática por um longo período, aproximando-se da fadiga muscular, como observado por MELLO (2003) em estudo sobre fadiga muscular localizada, ou mesmo de uma situação temporária (reversível) de isquemia dos membros inferiores (AGGASHYAN *et al.*, 1973). Entretanto, outros fatores devem estar afetando os resultados. A maioria das medidas individuais de velocidade média mostrou um comportamento crescente com o tempo, a ponto deste efeito aparecer nos valores médios. Entretanto, alguns traçados individuais mostram um comportamento diferente, com os valores aumentando apenas na primeira metade (indivíduos 2, 6, 11 e 21) ou na segunda metade do teste (indivíduos 1, 3, 10, 16 e 18). Mais raramente, observou-se trechos de testes em que a velocidade diminuiu com o tempo (indivíduos 4, 5, 6 e 10). Também foram observados alguns valores particularmente elevados de VM (acima de 2,5 cm/s) concentrados no terço final dos experimentos, possivelmente em

consequência da dificuldade dos indivíduos em manter-se em postura ortostática (imóveis) por mais de 20 min.

Por outro lado, o presente estudo não evidenciou um efeito consistente de aprendizado na velocidade média com a frequência de alternância do protocolo visual a cada segundo. Estes resultados se opõem àqueles observados em outros trabalhos. TARANTOLA *et al.* (1997), num teste repetitivo, afirmam que a área e o deslocamento total diminuíram significativamente conforme a repetição do teste. Os autores observaram que o indivíduo aprende mais rápido em situações difíceis, neste caso a supressão da visão. A hipótese de facilitação do aprendizado sem o *input* visual leva em conta que, nesta situação, o Sistema Nervoso passa a depender mais da informação proprioceptiva, sendo necessário que a excitação das aferências proprioceptivas ultrapassem um limiar para ativar a aprendizagem. LE CLAIR e RIACH (1996) afirmam que há uma diminuição da velocidade média e da força ao longo do teste, sob as condições impostas, devido à adaptação do indivíduo, num exame de apenas 60 s.

Em um estudo prévio (IMBIRIBA *et al.*, 2001), em que a alternância da visão foi efetuada a cada 10 s (grupo 1, com 10 indivíduos) ou 20 s (grupo 2, com 5 indivíduos). Naquele estudo, observou-se um aumento da estabilidade postural na segunda e terceira vez em os indivíduos fecharam os olhos, em relação à primeira. Se parte desta diferença pode ser atribuída a uma amostra menor, a causa mais provável é de que o aprendizado não tenha ocorrido no presente estudo devido ao longo tempo entre as repetições do teste. Observando-se as séries de valores de VM de cada indivíduo e a própria média, nota-se uma diminuição consistente entre os dois primeiros valores de cada condição visual, portanto durante os primeiros 4 a 5 min de análise. Este resultado sugere que ocorre sim um efeito de aumento de estabilidade postural nos primeiros 5 min de teste. Porém, o fato de ocorrer aumento desses valores no restante do

experimento é sugestivo de que ocorre um processo de adaptação do indivíduo à posição ortostática, a partir de seu posicionamento na plataforma de força, mas que o mesmo não seria devido ao fechamento e reabertura de olhos. Portanto, os presentes resultados sugerem que o intervalo de 2 min entre as repetições da tarefa foi suficiente para que não houvesse adaptação do sistema de controle do equilíbrio à supressão da visão.

A combinação dos achados relativos ao aumento da velocidade de oscilação postural durante os 30 minutos de teste e a redução da mesma nos primeiros minutos, sugere que um protocolo adequado à realização de testes estabilométricos seria a realização de exames de curta duração (não superiores a 15 min), porém respeitando-se um período inicial de adaptação do sujeito à postura ortostática, idealmente por um período de 5 minutos.

O cálculo da média coerente dos trechos consecutivos de 2 s, normalizados pela excursão máxima do valor de VM nos primeiros 5 s de privação da visão, forneceu um padrão razoavelmente consistente após a filtragem passa-baixas com corte em 0,5 Hz. Embora a variabilidade do sinal em torno da transição seja elevada, o desvio padrão da média se mantém aproximadamente constante ao longo dos dois minutos.

O padrão observado é similar à resposta ao degrau de um sistema linear, conforme observado anteriormente por IMBIRIBA *et al.* (2001), apresentando uma transição abrupta, com pico em torno de 3 s após o fechamento dos olhos, e posterior adaptação a um patamar distinto daquele anterior à remoção da realimentação visual. Este achado é sugestivo de diferenças entre as fases inicial e final de cada condição visual, particularmente evidenciada na transição de olhos fechados para abertos (primeiros pontos da média coerente). Entretanto, a comparação entre os valores médios de VM a cada 30 s não mostrou nenhuma diferença significativa, indicando que pode-se

utilizar todo o sinal para a análise de diferenças devidas à visão. A forma da curva média de transição pode ser objeto de futura investigação, pois pode trazer informação sobre a integridade das vias de realimentação da informação visual, porém este aspecto foge ao escopo do presente estudo, que somente incluiu sujeitos normais.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

O presente estudo permite concluir que a alternância das condições de olhos abertos e fechados, à taxa de uma transição por minuto, torna possível observar alterações significativas no sinal estabilométrico. Dentre os parâmetros estudados, a velocidade média (VM) de deslocamento do Centro de Pressão é a variável mais sensível à supressão da visão, aumentando significativamente a cada trecho de sinal com olhos fechados.

A tendência crescente da média de VM ao longo dos 30 min de exame é indicativa de que há instauração de um processo de fadiga, sendo este tempo prolongado demais para que possa se considerar o sinal estacionário.

A alternância de valores de VM baixos e altos para as condições de olhos abertos e fechados, respectivamente, sem redução notável na razão entre tais valores é sugestiva de que não ocorre aprendizado do sistema de controle postural com a repetição da tarefa. Apenas nos primeiros 5 min de teste ocorre diminuição da VM, sugerindo uma adaptação do sujeito à postura ortostática que deve ser melhor investigada. Tais achados sugerem que se deva respeitar um período de adaptação do sujeito à posição estática na plataforma de força, de aproximadamente 5 min antes de se começar a aquisição de sinais estabilométricos.

CAPÍTULO VII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGGASHYAN, R. V.; GURFINKEL, V. S.; MAMASAKHLISOV, G. V.; ELNER, A. M.; 1973, “Changes in Spectral and Correlation Characteristics of Human Stabilograms at Muscle Afferentation Disturbance”, *Agressologie*, v. 14, p. 5-9.

ALLUM, J. H. J.; BLOEM, B. R.; CARPENTEER, M. G.; HONEGGER, F.; 2001, “Differential Diagnosis of Proprioceptive and Vestibular Deficits Using Dynamic Support-Surface Posturography”, *Gait and Posture*, v. 14, p. 217-226.

ALLUM, J. H. J.; BLOEM, B. R.; CARPENTEER, M. G.; HULLIGER, M.; HADDERS-ALGRA, M.; 1998, “Proprioceptive Control of Posture: a Review of New Concepts”, *Gait and Posture*, v. 8, p. 214-242.

ARAMAKI, Y.; NOZAKI, D.; MASANI, K.; SATO, T.; NAKAZAWA, K.; YANO, H.; 2001, “Reciprocal Angular Acceleration of the Ankle and Hip Joints During Quiet Standing in Humans”, *Experimental Brain Research*, v. 136, p. 463-473.

BIZZO, G.; GUILLET, N.; PATAT, A.; GAGEY, P. M.; 1985, “Specifications for Building a Vertical Force Platform Designed for Clinical Stabilometry”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 23, p. 474-476.

CARPENTER, M. G.; FRANK, J. S.; WINTER, D. A.; PEYSAR, G. W.; 2001, “Sampling Duration Effects on Center of Pressure Summary Measures”, *Gait and Posture*, v. 13, p. 35-40.

- COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.; 1995, “The Effects of Visual Input on Open-Loop and Closed-Loop Postural Control Mechanisms”, *Experimental Brain Research*, v. 103, p. 151-163.
- DORETTO, D.; 1996, *Fisiopatologia Clínica do Sistema Nervoso: Fundamentos da Semiologia*, 2ª Edição, São Paulo: Atheneu.
- DORNAN, J.; FERNIE, G. R.; HOLLIDAY, P. J.; 1978, “Visual Input: Its Importance in the Control of Postural Sway”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 59, p. 586-591.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M.; 2000, “Effects of Visual Information on the Equilibrium Maintenance Around Different Locations on the Base of Support”, *Neuroscience Letters*, v. 283, p. 173-176.
- DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M.; 2001, “Long-Range Correlations in Human Standing”, *Physics Letters A*, v. 283, p. 124-128.
- FRANSSON, P. A.; MAGNUSSON, R.; JOHANSSON, R.; 1998, “Analysis of Adaptation in Anteroposterior Dynamics of Human Postural Control”, *Gait and Posture*, v. 7, p. 64-74.
- FUKUOKA, Y.; 1999, “Characteristics of Visual Feedback in Postural Control During Standing”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 7, n. 4, p. 427-434.

GAGEY, P. M.; WEBER, B.; 2000, *Posturologia: Regulação e Distúrbios da Posição Ortostática*, 2ª Edição, São Paulo: Manole.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLETT, M.; 1999, “Feedforward Ankle Strategy of Balance During Quiet Stance in Adults”, *Journal of Physiology*, v. 514.3, p. 915-928.

GOLOMER, E.; DUPUI, P.; SÉRÉNI, P.; MONOD, H.; 1999, “The Contribution of Vision in Dynamic Spontaneous Sways of Male Classical Dancers According to Student or Professional Level”, *Journal of Physiology*, v. 93, p. 233-237.

GUERRAZ, M.; THILO, K. V.; BRONSTEIN, A. M.; GRETTY, M. A.; 2001, “Influence of Action and Expectation on Visual Control of Posture”, *Cognitive Brain Research*, v. 11, p. 259-266.

GURFINKEL, V. S.; 1973, “Physical Foundations of Stabilography”, *Agressologie*, v. 14 C, p. 1-18.

GUYTON, A. C.; 1988, *Fisiologia Humana*, 6ª Edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; 1997, *Tratado de Fisiologia Médica*, 9ª Edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.; 1993, "Equilibrium and Elasticity". In:
HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.; (Eds.). *Fundamentals of Physics
Extended, with Modern Physics*, 4ª Edição, John Wiley and Sons, p. 354-356.

HUGON, M.; 1999, "Du Centre de Forces au Centre de Gravité en Posturographie
Statique", In: *Posture et Équilibre. Entrées Sensorielles, Méthodes D'exploration et
Applications*. Lacour M., Sauramps médical, Montpellier, p. 89-106.

IMBIRIBA, L. A.; CRUZ, C. R.; MAINENTI, M. R. M.; MAGALHÃES, J.; GARCIA,
M. A. C.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J.; 2002, "Modification in the Postural
Control During Long-Term Standing", *Proceedings of the IV World Congress on
Biomechanics*, v. 1, p. 211, Calgary, Canada.

IMBIRIBA, L. A.; RODRIGUES, E. C., MAGALHÃES, J.; GARCIA, M. A. C.;
OLIVEIRA, L. F.; VARGAS, C. D.; NADAL, J.; 2001, "Informação Visual e o
Controle do Equilíbrio Postural: Uma Abordagem de Identificação de Sistemas",
Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, v. 2, p. 115-120, Gramado, RS.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R.; 1994, "Fingertip Contact Influences Human Postural
Control", *Experimental Brain Research*, v. 100, p. 495-502.

KIRBY, R.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A.; 1987, "The Influence of Foot Position
on Standing Balance", *Journal Biomechanics*, v. 20, n. 4, p. 423-427.

- KUBO, T.; SAKATA, Y.; MATSUNAGA, T.; KOSHIMUNE, A.; SAKAI, S.; AMENO, K.; IJIRI, I.; 1989, "Analysis of Body Sway Pattern After Alcohol Ingestion in Human Subjects", *Acta Otolaryngol (Stockh)*, v. 468, p. 247-252.
- LE CLAIR, K.; RIACH, C.; 1996, "Postural Stability Measures: What to Measure and for How Long", *Clinical Biomechanics*, v. 11, n. 3, p. 176-178.
- MARUCCHI, C.; WEBER, B.; GAGEY, P. M.; CAMPINCHI, R.; ZAMFIRESCO, F.; 1999, "Maturation and evolution of Romberg's quotient: Influence of abnormal oculomotor equilibrium", In: Amblard, B.; Berthoz, A.; Clarac, F.; (Ed), *Posture and gait: Development, Adaptation and Evolution*, Amsterdam: Elsevier, p. 85-92.
- MASANI, K.; POPOVIC, M. R.; NAKAZAWA, K.; KOUZAKI, M.; NOZAKI, D.; 2003, "Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance", *Journal of Neurophysiology*, v. 90, p. 3774-3782.
- MELLO, R. G. T.; 2003, *Mecanismo de Controle do Equilíbrio Postural Ortostático e Influência da Fadiga Muscular Localizada*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
- MELLO, R. G. T.; GANDRA, V. D.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J.; 2002, "Influência do Tempo de Aquisição nos Parâmetros do Sinal Estabilométrico", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 5, p. 406-410, São José dos Campos.

NASHER, L. M.; 1989, "Sensory, Neuromuscular, and Biomechanical Contributions to Human Balance", *Proceedings of the APTA Forum*, June, p. 4-12, Nashville, Tennessee.

NICHOLS, D. S.; 1997, "Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback", *Physical Therapy*, v. 77, n. 5, p. 553-558.

OLIVEIRA, L. F.; 1996, *Análise Quantitativa de Sinais Estabilométricos na Avaliação do Equilíbrio de Gestantes*, Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J.; 1996, "Calculation of Area of Stabilometric Signals Using Principal Component Analysis", *Physiological Measurement*, v. 17, p. 305-312.

PAULUS, W. M.; STUABE, A.; BRANDT, T.; 1984, "Visual Stabilization of Posture: Physiological Stimulus Characteristics and Clinical Aspects", *Brain*, p. 107.

PERRIN, P.; SCHNEIDER, D.; DEVITERNE, D.; PERROT, C.; CONSTANTINESCU, L.; 1998, "Training Improves the Adaptation to Changing Visual Conditions in Maintaining Human Posture Control in a Test of Sinusoidal Oscillation of the Support", *Neuroscience Letters*, v. 245, p. 155-158.

- RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J.; 2005, “The Assessment of Body Sway and the choice of the Stability Parameter (s)”, *Gait and Posture*, v. 21, p. 48-58.
- REDFERN, M. S.; JENNINGS, J. R.; MARTIN, C.; FURMAN, J. M.; 2001a, “Attention Influences Sensory Integration for Postural Control in Older Adults”, *Gait and Posture*, v. 14, p. 211-216.
- REDFERN, M. S.; YARDLEY, L.; BRONSTEIN, A. M.; 2001b, “Visual Influences on Balance”, *Journal of Anxiety Disorders*, v. 15, pp. 81-94.
- RIACH, C. L.; STARKES J. L.; 1993, “Stability Limits of Quiet Standing Postural Control in Children and Adults”, *Gait and Posture*, v. 1, p. 105-111.
- RIACH, C. L.; STARKES J. L.; 1994, “Velocity of Centre of Pressure Excursions as an Indicator of Postural Control Systems in Children”, *Gait and Posture*, v. 2, p. 167-172.
- ROTHWELL, J.; 1994, *Control of Human Voluntary Movement*, 2ª Edição, London: Chapman and Hall.
- SCHIEPPATI, M.; NARDONE, A.; GIORDANO, A.; 1992, “Leg Muscle Activity While Standing at the Limits of Equilibrium”, *Proceedings of the VIII Meeting of the European Society of Biomechanics*, June, p. 21-24, Rome, Italy.

SILVA, P. J. G.; INFANTOSI, A. F. C.; NADAL, J.; 2004, “Ambliopia Postural: Classificação e Cálculo da Área de Oscilação Utilizando Análise de Componentes Principais”, Anais do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica / XIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica IFMBE Proceedings, v. 5, n. 1, p. 1251-1254, João Pessoa, PB.

SHUMMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.; 1995, *Motor Control: Theory and Practical*, 2ª Edição, Baltimore: Williams and Wilkins.

TARANTOLA, J.; NARDONE, A.; TACCHINI, E.; SCHIEPPATI, M.; 1997, “Human Stance Stability Improves with the Repetition of the task: Effect of Foot position and Visual Condition”, *Neuroscience Letters*, v. 228, p. 75-78.

WINTER, D. A.; 1995, *ABC of Balance During Standing and Walking*, 1ª Edição, Waterloo: Biomechanics.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K.; 1998, “Stiffness Control of Balance in Quiet Standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 80, p. 1211-1221.

WOOLEY, S. M.; RUBIN, A. M.; KNATNER, M.; ARMSTRONG, C. W.; 1993, “Differentiation of Balance Deficits through Examination of Selected Components of Static Stabilometry”, *Journal Otolaryngol.*, v. 22, n. 5, p. 368-375.

ZATSIORSKY, V. M.; 1998, *Kinematic of human motion*, 1ª Edição, Champaign:
Human Kinetics.

ANEXO A

CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, voluntariamente, consinto em participar de uma pesquisa sobre equilíbrio postural no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

O estudo consistirá do registro das oscilações corporais sobre uma plataforma de força (estabilometria) em postura ereta, durante 30 minutos, alternando abrir e fechar os olhos a cada sinal sonoro previamente identificado. Anteriormente ao teste, far-se-ão medidas antropométricas como peso e estatura. Para a realização do teste, devo seguir as seguintes recomendações: não ter feito refeição excessiva ou consumir bebida alcoólica previamente, assim como não ter feito nenhum exercício físico extenuante; não portar objetos como pulseiras, anéis, cordões ou relógios muito apertados; desligar celular; retirar calçados e meias. Será, de igual forma, imprescindível o aviso sobre algum desconforto, como enjôos, vertigens, etc.

Estou ciente que devo preencher com máxima sinceridade a ficha de anamnese, relatando doenças pré-existentes, medicamentos em uso e informações sobre prática de atividade física.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, tendo garantida minha privacidade.

Li e compreendi estas informações, tomando ciência do objetivo do estudo já discutido com o pesquisador. Se, a qualquer momento durante o teste, novas dúvidas e perguntas surgirem, disponho de total liberdade para me dirigir ao responsável pelo mesmo, afim de esclarecê-las. Além disso, tenho direito garantido de desistir a qualquer momento.

Tendo em vista minha contribuição para o andamento da citada pesquisa, declaro estar de acordo com os procedimentos do experimento.

Assinatura: _____

Data: ____/____/____.

ANEXO B
ANAMNESE

Número: Nome do arquivo: Data: ____/____/____

1) Dados Pessoais:

Nome: Telefone:
Curso: Período:
e-mail:

2) Dados Físicos:

Estatura: cm Peso: Kg Idade: anos

3) Pratica alguma atividade física?

() SIM

- > Qual atividade pratica?
- > Qual a frequência semanal?
- > Qual a duração da sessão?
- > Quando praticou pela última vez?

() NÃO

- > Já praticou algum tipo de atividade física?
- > Qual o tipo?
- > Por quanto tempo você praticou?
- > Há quanto tempo você parou?

4) Dados clínicos:

Você bebe? ()Sim ()Não Qual a frequência semanal?

Você fuma? ()Sim ()Não Qual a frequência diária?

Utiliza Drogas? ()Sim ()Não Qual a frequência semanal?

Utiliza algum medicamento? ()Sim ()Não Qual?

Apresenta algum distúrbio neurológico? ()Sim ()Não Qual?

Apresenta algum problema osteo-mio-articular? ()Sim ()Não Qual?

Já participou de testes no Lab. de Biomecânica? ()Sim ()Não Qual?

Observações Gerais:

ANEXO C

Tukey HSD test; variable DV_1 (Vel30.sta) Probabilities for Post Hoc Tests Error: Within MS = ,06018, df = 1239,0						
Cell No.	{55} 1,4737	{56} 1,5163	{57} 1,2900	{58} 1,2338	{59} 1,6185	{60} 1,7652
1	0,000025	0,000024	0,124639	0,680444	0,000024	0,000024
2	0,000024	0,000024	0,003089	0,069199	0,000024	0,000024
3	0,998420	0,886875	1,000000	1,000000	0,039867	0,000026
4	0,066079	0,006713	1,000000	1,000000	0,000028	0,000024
5	0,000024	0,000024	0,000722	0,021959	0,000024	0,000024
6	0,000024	0,000024	0,005016	0,098566	0,000024	0,000024
7	0,626350	0,179904	1,000000	1,000000	0,000679	0,000024
8	0,023644	0,001894	0,999994	1,000000	0,000025	0,000024
9	0,000025	0,000024	0,093514	0,600861	0,000024	0,000024
10	0,000024	0,000024	0,005882	0,110640	0,000024	0,000024
11	0,999039	0,908182	1,000000	1,000000	0,046910	0,000026
12	0,214538	0,031999	1,000000	1,000000	0,000062	0,000024
13	0,000027	0,000025	0,249925	0,861272	0,000024	0,000024
14	0,000025	0,000024	0,113240	0,653808	0,000024	0,000024
15	0,866453	0,393556	1,000000	1,000000	0,003001	0,000025
16	0,455054	0,100637	1,000000	1,000000	0,000287	0,000024
17	0,000025	0,000025	0,182554	0,784093	0,000024	0,000024
18	0,000025	0,000024	0,067998	0,515405	0,000024	0,000024
19	1,000000	0,999709	1,000000	0,999995	0,350977	0,000161
20	0,342658	0,063763	1,000000	1,000000	0,000170	0,000024
21	0,000035	0,000025	0,443632	0,963017	0,000024	0,000024
22	0,000027	0,000025	0,273449	0,881096	0,000024	0,000024
23	1,000000	0,999977	1,000000	0,999915	0,496528	0,000315
24	0,790264	0,302679	1,000000	1,000000	0,001739	0,000024
25	0,000106	0,000027	0,752874	0,998067	0,000024	0,000024
26	0,000056	0,000025	0,614263	0,990910	0,000024	0,000024
27	0,999993	0,989332	1,000000	1,000000	0,142807	0,000038
28	1,000000	0,999831	1,000000	0,999990	0,382958	0,000186
29	0,000233	0,000030	0,848527	0,999605	0,000024	0,000024
30	0,000096	0,000027	0,733528	0,997510	0,000024	0,000024
31	1,000000	1,000000	1,000000	0,997577	0,733508	0,001090
32	0,995228	0,821998	1,000000	1,000000	0,026299	0,000025
33	0,002441	0,000181	0,994024	1,000000	0,000025	0,000024
34	0,002244	0,000170	0,992982	1,000000	0,000025	0,000024
35	1,000000	1,000000	0,999989	0,954043	0,944414	0,005976
36	1,000000	0,999978	1,000000	0,999911	0,499376	0,000319
37	0,005668	0,000385	0,999107	1,000000	0,000025	0,000024
38	0,184180	0,025856	1,000000	1,000000	0,000051	0,000024
39	1,000000	1,000000	0,999979	0,942620	0,955567	0,007059
40	1,000000	1,000000	0,999987	0,950604	0,948165	0,006303
41	0,104159	0,012029	1,000000	1,000000	0,000033	0,000024
42	0,154842	0,020394	1,000000	1,000000	0,000043	0,000024
43	1,000000	0,999864	1,000000	0,999987	0,395786	0,000197
44	1,000000	1,000000	0,998460	0,769173	0,996187	0,026153
45	0,332754	0,060950	1,000000	1,000000	0,000162	0,000024
46	0,508939	0,122054	1,000000	1,000000	0,000373	0,000024
47	1,000000	1,000000	0,960753	0,435493	0,999971	0,103088
48	1,000000	1,000000	0,999999	0,977997	0,900117	0,003596
49	0,582078	0,156005	1,000000	1,000000	0,000540	0,000024
50	0,486204	0,112679	1,000000	1,000000	0,000334	0,000024
51	1,000000	1,000000	0,998232	0,759363	0,996634	0,027483
52	0,888926	0,998488	0,000314	0,000027	1,000000	1,000000
53	0,834918	0,351684	1,000000	1,000000	0,002358	0,000025
54	0,212662	0,031604	1,000000	1,000000	0,000061	0,000024
55		1,000000	0,976360	0,502669	0,999906	0,080175
56	1,000000		0,668562	0,119421	1,000000	0,396309

ANEXO D

Tukey HSD test; variable DV_1 (vel_OA OF_1')											
Probabilities for Post Hoc Tests											
Error: Within MS = ,04035, df = 609,00											
Cell No.	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}	{10}
		,97380	1,2452	,93159	1,2007	,97570	1,2608	1,0164	1,2485	1,0065	1,2926
1	OA1'		0,002784	1,000000	0,050326	1,000000	0,000851	1,000000	0,002196	1,000000	0,000079
2	OF2'	0,002784		0,000112	1,000000	0,003194	1,000000	0,045246	1,000000	0,025133	1,000000
3	OA3'	1,000000	0,000112		0,003285	1,000000	0,000046	0,999949	0,000090	0,999996	0,000026
4	OF4'	0,050326	1,000000	0,003285		0,055937	1,000000	0,352136	1,000000	0,243687	0,999759
5	OA5'	1,000000	0,003194	1,000000	0,055937		0,001012	1,000000	0,002523	1,000000	0,000090
6	OF6'	0,000851	1,000000	0,000046	1,000000	0,001012		0,017659	1,000000	0,009210	1,000000
7	OA7'	1,000000	0,045246	0,999949	0,352136	1,000000	0,017659		0,037514	1,000000	0,001969
8	OF8'	0,002196	1,000000	0,000090	1,000000	0,002523	1,000000	0,037514		0,020562	1,000000
9	OA9'	1,000000	0,025133	0,999996	0,243687	1,000000	0,009210	1,000000	0,020562		0,000915
10	OF10'	0,000079	1,000000	0,000026	0,999759	0,000090	1,000000	0,001969	1,000000	0,000915	
11	OA11'	1,000000	0,133770	0,997218	0,628411	1,000000	0,060357	1,000000	0,114478	1,000000	0,008606
12	OF12'	0,000030	0,999998	0,000025	0,985970	0,000031	1,000000	0,000266	0,999999	0,000126	1,000000
13	OA13'	0,999778	0,405965	0,931685	0,920781	0,999851	0,230952	1,000000	0,365278	1,000000	0,049209
14	OF14'	0,000025	0,995307	0,000025	0,755602	0,000025	0,999662	0,000034	0,997088	0,000029	1,000000
15	OA15'	0,998548	0,541370	0,858896	0,967351	0,998949	0,338043	1,000000	0,496867	0,999999	0,084898
16	OF16'	0,000025	0,997051	0,000025	0,791736	0,000026	0,999823	0,000037	0,998230	0,000030	1,000000
17	OA17'	0,851778	0,962253	0,323833	0,999971	0,868566	0,869510	0,998452	0,949157	0,993170	0,481972
18	OF18'	0,000025	0,721401	0,000025	0,184640	0,000025	0,883350	0,000025	0,760733	0,000025	0,995331
19	OA19'	0,252051	0,999991	0,030388	1,000000	0,271324	0,999655	0,787940	0,999979	0,665822	0,967548
20	OF20'	0,000025	0,385802	0,000025	0,052798	0,000025	0,595361	0,000025	0,427401	0,000025	0,928248
21	OA21'	0,077734	1,000000	0,005796	1,000000	0,085801	1,000000	0,454039	1,000000	0,329188	0,998911
22	OF22'	0,000025	0,607858	0,000025	0,124498	0,000025	0,802776	0,000025	0,651762	0,000025	0,985747
23	OA23'	0,010247	1,000000	0,000457	1,000000	0,011636	1,000000	0,120840	1,000000	0,073006	1,000000
24	OF24'	0,000025	0,170292	0,000025	0,014731	0,000025	0,318899	0,000025	0,196171	0,000025	0,733850
25	OA25'	0,005253	1,000000	0,000214	1,000000	0,005997	1,000000	0,073723	1,000000	0,042577	1,000000
26	OF26'	0,000025	0,000077	0,000025	0,000026	0,000025	0,000231	0,000025	0,000094	0,000025	0,002667
27	OA27'	0,005972	1,000000	0,000247	1,000000	0,006810	1,000000	0,081187	1,000000	0,047275	1,000000
28	OF28'	0,000025	0,012538	0,000025	0,000485	0,000025	0,033213	0,000025	0,015473	0,000025	0,173070
29	OA29'	0,000783	1,000000	0,000044	1,000000	0,000907	1,000000	0,016496	1,000000	0,008568	1,000000
30	OF30'	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025	0,000025

Tukey HSD test; variable DV_1 (vel_OA OF_1')										
Probabilities for Post Hoc Tests										
Error: Within MS = ,04035, df = 609,00										
Cell No.	{11}	{12}	{13}	{14}	{15}	{16}	{17}	{18}	{19}	{20}
	1,0372	1,3183	1,0652	1,3544	1,0753	1,3512	1,1183	1,4017	1,1672	1,4268
1	1,000000	0,000030	0,999778	0,000025	0,998548	0,000025	0,851778	0,000025	0,252051	0,000025
2	0,133770	0,999998	0,405965	0,995307	0,541370	0,997051	0,962253	0,721401	0,999991	0,385802
3	0,997218	0,000025	0,931685	0,000025	0,858896	0,000025	0,323833	0,000025	0,030388	0,000025
4	0,628411	0,985970	0,920781	0,755602	0,967351	0,791736	0,999971	0,184640	1,000000	0,052798
5	1,000000	0,000031	0,999851	0,000025	0,998949	0,000026	0,868566	0,000025	0,271324	0,000025
6	0,060357	1,000000	0,230952	0,999662	0,338043	0,999823	0,869510	0,883350	0,999655	0,595361
7	1,000000	0,000266	1,000000	0,000034	1,000000	0,000037	0,998452	0,000025	0,787940	0,000025
8	0,114478	0,999999	0,365278	0,997088	0,496867	0,998230	0,949157	0,760733	0,999979	0,427401
9	1,000000	0,000126	1,000000	0,000029	0,999999	0,000030	0,993170	0,000025	0,665822	0,000025
10	0,008606	1,000000	0,049209	1,000000	0,084898	1,000000	0,481972	0,995331	0,967548	0,928248
11		0,001362	1,000000	0,000088	1,000000	0,000109	0,999979	0,000026	0,949670	0,000025
12	0,001362		0,010037	1,000000	0,019332	1,000000	0,192227	0,999964	0,784680	0,995722
13	1,000000	0,010037		0,000723	1,000000	0,000924	1,000000	0,000035	0,998433	0,000026
14	0,000088	1,000000	0,000723		0,001591	1,000000	0,029644	1,000000	0,319091	0,999998
15	1,000000	0,019332	1,000000	0,001591		0,002010	1,000000	0,000052	0,999756	0,000028
16	0,000109	1,000000	0,000924	1,000000	0,002010		0,035767	1,000000	0,356278	0,999995
17	0,999979	0,192227	1,000000	0,029644	1,000000	0,035767		0,001156	1,000000	0,000162
18	0,000026	0,999964	0,000035	1,000000	0,000052	1,000000	0,001156		0,032603	1,000000
19	0,949670	0,784680	0,998433	0,319091	0,999756	0,356278	1,000000	0,032603		0,006452
20	0,000025	0,995722	0,000026	0,999998	0,000028	0,999995	0,000162	1,000000	0,006452	
21	0,732478	0,966746	0,960063	0,654177	0,986275	0,695645	0,999997	0,128218	1,000000	0,033316
22	0,000026	0,999753	0,000030	1,000000	0,000037	1,000000	0,000580	1,000000	0,019243	1,000000
23	0,293937	0,999764	0,657937	0,958993	0,782990	0,969812	0,995862	0,470604	1,000000	0,190334
24	0,000025	0,951253	0,000025	0,999654	0,000026	0,999368	0,000045	1,000000	0,001398	1,000000
25	0,199264	0,999974	0,524670	0,985242	0,662392	0,989932	0,985240	0,604286	0,999999	0,282406
26	0,000025	0,015714	0,000025	0,120580	0,000025	0,103264	0,000025	0,636991	0,000025	0,906015
27	0,215246	0,999960	0,549932	0,981793	0,686497	0,987387	0,988141	0,579094	1,000000	0,263267
28	0,000025	0,449672	0,000025	0,885086	0,000025	0,858580	0,000025	0,999676	0,000049	1,000000
29	0,056912	1,000000	0,221066	0,999727	0,325562	0,999859	0,860227	0,891640	0,999575	0,610005
30	0,000025	0,000026	0,000025	0,000034	0,000025	0,000032	0,000025	0,000665	0,000025	0,004397

Tukey HSD test, variable DV_1 (vel_OA OF_1')										
Probabilities for Post Hoc Tests										
Error: Within MS = ,04035, df = 609,00										
Cell No.	{21}	{22}	{23}	{24}	{25}	{26}	{27}	{28}	{29}	{30}
	1,1927	1,4103	1,2266	1,4480	1,2363	1,5646	1,2345	1,4950	1,2619	1,6919
1	0,077734	0,000025	0,010247	0,000025	0,005253	0,000025	0,005972	0,000025	0,000783	0,000025
2	1,000000	0,607858	1,000000	0,170292	1,000000	0,000077	1,000000	0,012538	1,000000	0,000025
3	0,005796	0,000025	0,000457	0,000025	0,000214	0,000025	0,000247	0,000025	0,000044	0,000025
4	1,000000	0,124498	1,000000	0,014731	1,000000	0,000026	1,000000	0,000485	1,000000	0,000025
5	0,085801	0,000025	0,011636	0,000025	0,005997	0,000025	0,006810	0,000025	0,000907	0,000025
6	1,000000	0,802776	1,000000	0,318899	1,000000	0,000231	1,000000	0,033213	1,000000	0,000025
7	0,454039	0,000025	0,120840	0,000025	0,073723	0,000025	0,081187	0,000025	0,016496	0,000025
8	1,000000	0,651762	1,000000	0,196171	1,000000	0,000094	1,000000	0,015473	1,000000	0,000025
9	0,329188	0,000025	0,073006	0,000025	0,042577	0,000025	0,047275	0,000025	0,008568	0,000025
10	0,998911	0,985747	1,000000	0,733850	1,000000	0,002667	1,000000	0,173070	1,000000	0,000025
11	0,732478	0,000026	0,293937	0,000025	0,199264	0,000025	0,215246	0,000025	0,056912	0,000025
12	0,966746	0,999753	0,999764	0,951253	0,999974	0,015714	0,999960	0,449672	1,000000	0,000026
13	0,960063	0,000030	0,657937	0,000025	0,524670	0,000025	0,549932	0,000025	0,221066	0,000025
14	0,654177	1,000000	0,958993	0,999654	0,985242	0,120580	0,981793	0,885086	0,999727	0,000034
15	0,986275	0,000037	0,782990	0,000026	0,662392	0,000025	0,686497	0,000025	0,325562	0,000025
16	0,695645	1,000000	0,969812	0,999368	0,989932	0,103264	0,987387	0,858580	0,999859	0,000032
17	0,999997	0,000580	0,995862	0,000045	0,985240	0,000025	0,988141	0,000025	0,860227	0,000025
18	0,128218	1,000000	0,470604	1,000000	0,604286	0,636991	0,579094	0,999676	0,891640	0,000665
19	1,000000	0,019243	1,000000	0,001398	0,999999	0,000025	1,000000	0,000049	0,999575	0,000025
20	0,033316	1,000000	0,190334	1,000000	0,282406	0,906015	0,263267	1,000000	0,610005	0,004397
21		0,083501	1,000000	0,008671	1,000000	0,000026	1,000000	0,000260	0,999999	0,000025
22	0,083501		0,359632	1,000000	0,486012	0,747675	0,461263	0,999950	0,814064	0,001317
23	1,000000	0,359632		0,068127	1,000000	0,000034	1,000000	0,003468	1,000000	0,000025
24	0,008671	1,000000	0,068127		0,112446	0,987555	0,102692	1,000000	0,331244	0,018284
25	1,000000	0,486012	1,000000	0,112446		0,000048	1,000000	0,006895	1,000000	0,000025
26	0,000026	0,747675	0,000034	0,987555	0,000048		0,000044	0,999999	0,000251	0,960820
27	1,000000	0,461263	1,000000	0,102692	1,000000	0,000044		0,006073	1,000000	0,000025
28	0,000260	0,999950	0,003468	1,000000	0,006895	0,999999	0,006073		0,035379	0,219001
29	0,999999	0,814064	1,000000	0,331244	1,000000	0,000251	1,000000	0,035379		0,000025
30	0,000025	0,001317	0,000025	0,018284	0,000025	0,960820	0,000025	0,219001	0,000025	